

# Кибернетика 3 (189)/2017 и вычислительная техника

НАУЧНЫЙ ЖУРНАЛ ■ ОСНОВАН В 1965 г. ■ ВЫХОДИТ 4 РАЗА В ГОД ■ КИЕВ

## СОДЕРЖАНИЕ

### Информатика и информационные технологии

- ORIKHOVSKA K.B., FAINZILBERG L.S. Comparative Analysis of Estimation Methods of the Physiological Signals Variability (ОРИХОВСКАЯ К.Б., ФАЙНЗИЛЬБЕРГ Л.С. Сравнительный анализ методов оценки изменчивости физиологических сигналов) .. 5

### Интеллектуальное управление и системы

- ZHYTECKII L.S., SOLOVCHUK K.Yu. Discrete-Time Steady-State Control of Interconnected Systems Based on Pseudoinversion Concept (ЖИТЕЦКИЙ Л.С., СОЛОВЧУК К.Ю. Дискретное управление установившимися состояниями многосвязных систем на основе концепции псевдообращения) ..... 29
- БАЛОВСЯК С.В., ОДАЙСКАЯ Х.С. Автоматическое определение уровня гауссовского шума на цифровых изображениях методом выделенных областей ... 44

### Медицинская и биологическая кибернетика

- ВОВК М.И., КУЦЯК А.А., ЛАУТА А.Д., ОВЧАРЕНКО М.А. Информационное сопровождение исследований динамики восстановления движений после инсульта . 61
- SHVETS A.V., KICH A.Y. The Decision Support Model for Forecasting of Wounded and Sick Restoration in Hospital Conditions Based on Psychophysiological Data (ШВЕЦ А.В., КИХ А.Ю. Модель поддержки принятия решения для прогнозирования степени восстановления военнослужащих в госпитальных условиях на основе психофизиологических данных) ..... 79

- Вниманию авторов ..... 97

# Cybernetics and Computer Engineering

3 (189)/2017

SCIENTIFIC JOURNAL ▪ FOUNDED IN 1965 ▪ PUBLISHED 4 TIMES PER YEAR ▪ KYIV

## CONTENTS

### Informatics and Information Technologies

ORIKHOVSKA K.B., FAINZILBERG L.S. Comparative Analysis of Estimation Methods of the Physiological Signals Variability .....	5
---	---

### Intelligent Control and Systems

ZHITECKII L.S., SOLOVCHUK K.Yu. Discrete-Time Steady-State Control of Interconnected Systems Based on Pseudoinversion Concept .....	29
BALOVSYAK S.V., ODAISKA Kh.S.. Automatic Determination of Level of Gaussian Noise in Digital Images by Method of the Selected Regions .....	44

### Medical and Biological Cybernetics

VOVK M.I., KUTSYAK A.A., LAUTA A.D., OVCHARENKO M.A. Information Support of Researches on the Dynamics of Movement Restoration After the Stroke .....	61
SHVETS A.V., KICH A.Y. The Decision Support Model for Forecasting of Wounded and Sick Restoration in Hospital Conditions Based on Psychophysiological Data .....	79

To Attention of Authors .....	97
-------------------------------	----

# Кібернетика 3 (189)/2017 та обчислювальна техніка

НАУКОВИЙ ЖУРНАЛ ■ ЗАСНОВАНИЙ У 1965 р. ■ ВИХОДИТЬ 4 РАЗИ НА РІК ■ КИЇВ

## ЗМІСТ

### Інформатика та інформаційні технології

ОРИХОВСЬКА К.Б., ФАЙНЗІЛЬБЕРГ Л.С. Порівняльний аналіз методів оцінюван-ня мінливості фізіологічних сигналів .....	5
--	---

### Інтелектуальне керування та системи

ЖИТЕЦЬКИЙ Л.С., СОЛОВЧУК К.Ю. Дискретне керування усталеними станами багатозв'язних систем на основі концепції псевдообернення .....	29
БАЛОВСЯК С.В., ОДАЙСЬКА Х.С. Автоматичне визначення рівня гаусового шуму на цифрових зображеннях методом виділених областей .....	44

### Медична та біологічна кібернетика

ВОВК М.І., КУЦЯК О.А., ЛАУТА А.Д., ОВЧАРЕНКО М.А. Інформаційний супровід досліджень динаміки відновлення рухів після інсульту .....	61
ШВЕЦЬ А.В., КІХ А.Ю. Модель підтримки прийняття рішення щодо прогнозування ступеня відновлення військовослужбовців у госпітальних умовах на основі психофізіологічних даних .....	79

До уваги авторів .....	97
------------------------	----



DOI: <https://doi.org/10.15407/kvt188.02.005>

UDC 616.12

**K.B. ORIKHOVSKA**, Postgraduate student,  
Junior Researcher of the Department of Intelligent Automatic Systems  
e-mail: kseniaor@gmail.com

**L.S. FAINZILBERG**, Dr (Engineering), Associate Professor (Docent),  
Chief Researcher of Data Processing Department  
e-mail: fainzilberg@gmail.com  
International Research and Training Center for Information Technologies and Systems  
of the NAS of Ukraine and Ministry of Education and Science of Ukraine,  
Acad. Glushkova av., 40, Kiev, 03680, Ukraine

## COMPARATIVE ANALYSIS OF ESTIMATION METHODS OF THE PHYSIOLOGICAL SIGNALS VARIABILITY

---

*Introduction.* In the modern world, more attention is paid to the study of the behavior of complexly organized medical and biological systems. The fundamental concept of synergetics is the generalized entropy, which quantitatively characterizes the degree of the system chaoticness. Of special interest are studies of changes in the dynamic series chaotic parameters generated by various biological systems.

*The purpose of the article is further development and experimental research of methods for analyzing the variability of physiological signals under external influences on the body.*

*Methods.* Two alternative approaches of estimating the variability of dynamic series are investigated: based on the calculation of the sample variance relative changes and entropy estimates (in a sliding window with the specified parameters) in relation to the first window. The theoretical and experimental dependences between the Shannon entropy and the standard deviation for a normal distribution of a random variable that generates a dynamic series are studied. Comparison of these estimates with real and model data is carried out.

*Results.* To increase the sensitivity of entropy estimates to the variability of the dynamic series, it is proposed to move from a series of discrete entropy  $h(l)$  values at the  $l$ -th point, calculated by the sliding window method, to its phase portrait on the plane  $h(l), \dot{h}(l)$ , where  $\dot{h}(l)$  is the estimate of the first derivative  $h(l)$ . For an integral assessment of the chaotic nature of physiological signals, it is suggested to estimate the area of the convex hull of the entropy phase portrait and the coordinates of the phase portrait gravity center  $X, Y$ . Experimental studies have confirmed the diagnostic value of these parameters in the assessment of variability of the electrocardiograms and rhythmograms indices with external influences

on the body (intravenous therapy, surgery and physical activity).

*Conclusions.* Deviations of the integral parameters of the entropy phase portrait under the effect of external influences on the organism were detected, which open new possibilities in the evaluation of the cardiac activity regulation in preventive and clinical medicine. These integral parameters require further study to confirm their statistical significance in representative samples of observations.

**Keywords:** variability of physiological signals, entropy estimates, diagnostic criteria.

## INTRODUCTION

In the modern world more attention is paid to the behavior of complexly organized medical and biological systems [1]. For this purpose synergetic methods are used, aimed at studying the general laws of processes in nonlinear dynamical systems and the research of the relationship between ordered and chaotic structures [2].

The fundamental concept of synergetics is the generalized entropy, which quantitatively characterizes the degree of system chaoticness. In cardiology, entropic indices are actively studied to assess the heart rhythm chaoticness. For example, in [3–5], the relationship between entropy and traditional heart rate parameters was studied. It was found that in healthy people the RR-intervals entropy correlates reliably with all the main indicators of heart rate variability (HRV).

Interesting results were obtained by analyzing the relationship between the traditional HRV parameters and the sample entropy under isometric and dynamic loads [6]. Studies have shown that in healthy volunteers the traditional HRV parameters react equally to both types of load, while the sample entropy significantly changed only under isometric load. This indicates that the vegetative control of cardiovascular reactions to isometric and dynamic loads is different. It allows us to change the traditional view on the interaction between the branches of the autonomic nervous system.

Changes in the chaoticness of the different dynamic series parameters, which carry additional diagnostic value, for example, in the rhythmogram [7, 8] or the electroencephalogram [9], are of particular interest.

There are different approaches to solve such problems. The simplest way is to estimate the entropy calculated from successive sections of the dynamic series (windows) and compare the estimates that are normalized by the first window. Based on such studies, it was possible to detect gender differences in the time variation of Shannon entropy of the conditionally healthy men and women electrocardiograms (ECG) in response to stressful effects [10].

In the process of research, another curious fact was established, which, in the author's opinion [10], is worth a special study. It has been found that the most stable parameter, reflecting statistically significant changes in the signal over time, is precisely entropy, and not dispersion.

According to [11], important information about the properties of the system carries not only by the entropy itself, but also by the nature changes over time. In [12], a number of interesting results on the entropy method usage were obtained for a comprehensive assessment of the risk factors dynamics for cardiovascular diseases.

Since mathematical methods for estimating the variability of dynamic series

are becoming increasingly popular in the solution of applied problems, it is necessary to carry out additional studies and determine the conditions under which the analysis of Shannon and other entropies will be more effective.

The purpose of the article is further development and experimental research of methods for analyzing the variability of physiological signals under external influences on the body.

## TWO APPROACHES TO ESTIMATION OF DYNAMIC RANGE VARIABILITY

Let it be required to evaluate experimentally the variability of a values sequence

$$A = a_1, a_2, \dots, a_N, \quad (1)$$

representing the realization of some random variable  $X$  with an unknown distribution law  $p(X)$ .

This can be done if we calculate the sample variance

$$\sigma^2 = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N \left( a_i - \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N a_i \right)^2, \quad (2)$$

which estimates the square of the values  $X$  deviations relative to the estimation of mathematical expectation  $M\{X\}$ .

The sample variance  $\sigma^2$  can be calculated as data is accumulated using the recursion formula, and with a minor modification such an estimate will be unbiased and consistent [13].

The second way of calculating the variability of the sequence (1) is based on the use of the statistical analogue of the well-known Shannon entropy expression

$$H = - \sum_{j=1}^n p_j \log_2 p_j, \quad (3)$$

where  $p_j$  is the frequency of entry values  $a_i$ ,  $i=1, \dots, N$  into the intervals  $\Delta_j = [a_j^-, a_j^+]$ ,  $j=1, \dots, n$ .

For a given  $n$  boundary  $a_j^-, a_j^+$  of these intervals, including those with alternating variables  $a_i$ , are determined by the relations

$$a_j^- = \min a_i + \frac{\max a_i - \min a_i}{n} (j-1), \quad j=1, \dots, n, \quad (4)$$

$$a_j^+ = \min a_i + \frac{\max a_i - \min a_i}{n} j, \quad j=1, \dots, n. \quad (5)$$

The greater the value  $H$ , the further the system is from the ordered state. The maximum value Shannon's entropy reaches when all states of the system are equally possible. It follows that the entropy (3) takes values on the interval  $[0, \log_2 n]$ . For convenience, instead of (3), the normalized entropy is often used

$$H_{norm} = \frac{\sum_{j=1}^n p_j \log_2 p_j}{\log_2 n} \in [0, 1]. \quad (6)$$

It is easy to show [14] that the value (3) is invariant under permutations of the series elements (1). Therefore, the Shannon entropy (3) itself, as well as dispersion (2), characterizes only the properties of the random variable  $X$  that generates the sequence (1), and not the variability of the sequence itself. Therefore, it is possible to estimate the variability of a dynamic series only by calculating (2) or (3) on individual sections of the processed sequence (1).

This can be done if you scan the observed time series with a sequence of windows, in each of which calculate the relative increment of entropy

$$H_l = \frac{-\sum_{j=1}^n p_{jl} \log p_{jl}}{H_1} \cdot 100 \%, \quad l=1, \dots, M, \quad (7)$$

where  $p_{jl}$  is the frequency of occurrence of the time series values, observed on the  $l$ -th fragment, the  $j$ -th interval  $\Delta_j = [a_j^-, a_j^+]$ ,  $j=1, \dots, n$ , and

$$H_1 = -\sum_{j=1}^n p_{j1} \log p_{j1} \quad (8)$$

is an entropy calculated in the first window, provided that  $H_1 \neq 0$ .

There are other entropy estimates of the dynamic series chaoticness, a comparative analysis of which is presented in [14]. For example, it is possible to calculate in each  $l$ -th window a modernized permutation entropy  $PE$ , which is based on estimating the frequency of five characteristic patterns appearance (Fig. 1).

Patterns classes are uniquely determined by the values  $a_i$ ,  $i=2, \dots, N-1$  of the sequence (1) as follows:

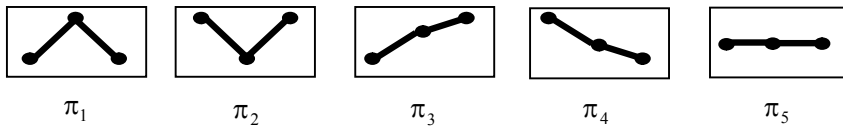
class  $\pi_1$ , if  $(a_i - a_{i-1}) > h \wedge (a_i - a_{i+1}) > h$ ,

class  $\pi_2$ , if  $(a_{i-1} - a_i) > h \wedge (a_{i+1} - a_i) > h$ ,

class  $\pi_3$ , if  $(a_i - a_{i-1}) > h \vee (a_{i+1} - a_i) > h \vee (a_{i+1} - a_{i-1}) > h$ ,

class  $\pi_4$ , if  $(a_{i-1} - a_i) > h \vee (a_i - a_{i+1}) > h \vee (a_{i-1} - a_{i+1}) > h$ ,

class  $\pi_5$ , if none of the above relations holds, in which  $h$  is a given threshold of insensitivity to local changes in the signal.



**Fig. 1.** Five classes of modernized permutation entropy patterns



Then the permutation entropy in the  $l$ -th window is calculated by the formula

$$PE_l = \frac{-\sum_{j=1}^5 p(\pi_{jl}) \log p(\pi_{jl})}{PE_1} \cdot 100\%, \quad l=1, \dots, M, \quad (9)$$

in which  $p(\pi_j)$  is the frequency of the pattern  $j$  appearance in the  $l$ -th window, and

$$PE_1 = -\sum_{j=1}^5 p(\pi_{j1}) \log p(\pi_{j1}) \quad (10)$$

is a permutation entropy calculated in the first window, provided that  $PE_1 \neq 0$ .

Similarly, one can get an idea of the dynamic series variability if one evaluates the variances (2) on successive signal windows of length  $K_0$ :

$$\sigma_l^2 = \frac{\frac{1}{K_0-1} \sum_{i=1}^{K_0} \left( a_{il} - \frac{1}{K_0} \sum_{i=1}^{K_0} a_{il} \right)^2}{\sigma_1^2} \cdot 100\%, \quad l=1, \dots, M, \quad (11)$$

where  $a_{il}$  are the discrete values observed in the  $l$ -th window, and

$$\sigma_1^2 = \frac{1}{K_0-1} \sum_{i=1}^{K_0} \left( a_{i1} - \frac{1}{K_0} \sum_{i=1}^{K_0} a_{i1} \right)^2 \quad (12)$$

is a variance estimation of the values  $a_{i1}$  observed in the first window under the assumption that  $\sigma_1^2 \neq 0$ .

Note that the procedures (7), (9) and (11) can be implemented when the  $l+1$ -th window is shifted by the  $l+1$ -th ratio to the  $K_0$  window width or when windows are shifted by one point (sliding window mode). It is clear that in the latter case the amount of necessary calculations will be greater, but the graph of changes in the calculated values will look smoother.

It is known [15] that for fixed distributions of the random variable  $X$  generating the series (1), the entropy is related to the standard deviation (SD)  $\sigma$  by certain dependence. For example, if a quantity  $X$  has a continuous normal distribution, then [16]

$$\begin{aligned} H &= -\int_{-\infty}^{+\infty} p(X) \log p(X) dX = -\int_{-\infty}^{+\infty} p(X) \left[ \log \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma} - \frac{X^2}{2\sigma^2} \log e \right] dX = \\ &= -\log(\sqrt{2\pi}\sigma) \int_{-\infty}^{+\infty} p(X) dX + \frac{\log e}{2\sigma^2} \int_{-\infty}^{+\infty} p(X) X^2 dX = \log \sigma \sqrt{2\pi} + \frac{1}{2} \log e = \end{aligned}$$

$$= \log \sigma \sqrt{2\pi e} = 0.5 \log_2 2\pi e + \log_2 \sigma. \quad (13)$$

It follows that for a continuous normal distribution the relationship between  $H$  and  $\sigma$  is

$$H \cong 2.05 + \log_2 \sigma. \quad (14)$$

For experimental verification of this relationship, model experiments were carried out.

## MODEL EXPERIMENTS

The experiments were carried out by processing the generated test sequences of independent normally distributed quantities  $a_i$ ,  $i=1, \dots, N$  with zero mean and  $\sigma=0.1$  for different values of the number of points  $N$ . Following the recommendations of [17], to determine the boundaries (4), (5) of the intervals  $\Delta_j = [a_j^-, a_j^+]$ ,  $j=1, \dots, n$  the value was taken  $n=12$ .

Model experiments have shown that under  $N > 200$  the graphs of the theoretical and experimental dependences have almost the same form (Fig. 2).

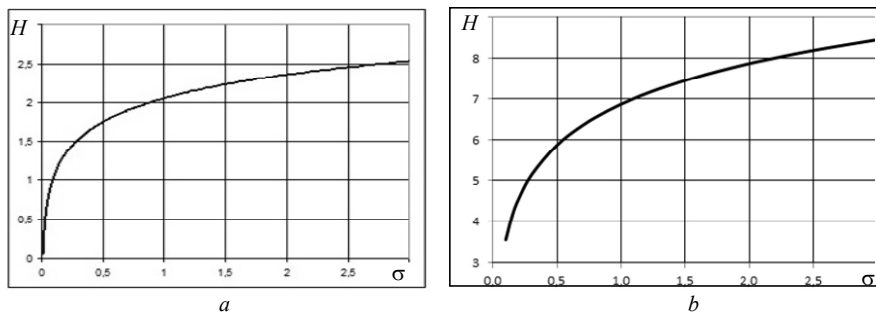
The nonlinear character of the dependences (14) leads us to the important conclusion. With a normal distribution of the random variable  $X$  that generates the sequence (1), even minor changes in the SD in the region of small values lead to large changes in the Shannon entropy, whereas a change of the same percentage in the region of large values practically does not lead to any changes in  $H$ .

It is easy to verify that the boundary of these regions determines the value of the SD

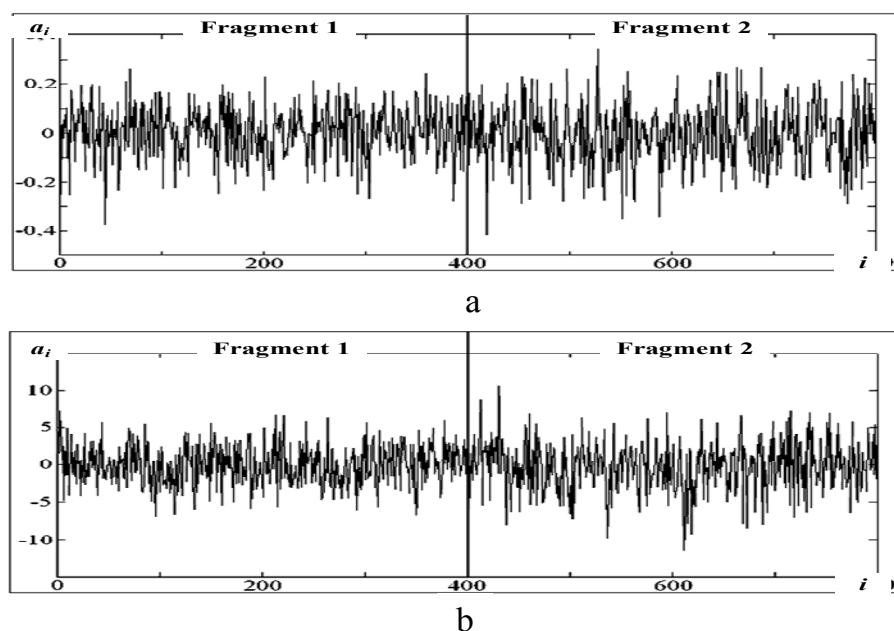
$$\sigma_0 \approx 1.443, \quad (15)$$

satisfying the condition  $\partial H / \partial \sigma = 1$ .

To illustrate, let us consider the results of estimating the chaoticity of two model signals, which are a sequence of independent normally distributed quantities with zero mean and different values of the SD at the first and second halves of the observations (Fig. 3).



**Fig. 2.** Graphs of the entropy  $H$  dependences on the SD  $\sigma$  under normal distribution: is the theoretical dependence (14); is the experimental dependence ( $N = 400$  points)



**Fig. 3.** Model signals with low (a) and high (b) values of SD

The first signal (Fig. 3, a) consists of two fragments of  $N = 400$  points each with the parameters  $\sigma_{11} = 0.1$  and  $\sigma_{12} = 0.13$ , respectively, and the second signal (Fig. 3, b) consists of two fragments of points  $N = 400$  with the parameters  $\sigma_{21} = 2.70$  and  $\sigma_{22} = 3.51$ , respectively. Thus, on the second halves of both signals, the same increase in SD is observed in comparison with the first half, equal to 30 %. But in this case the values of the SD on the first signal belong to the region  $\sigma < \sigma_0$ , and on the second signal — to the region  $\sigma > \sigma_0$ , where  $\sigma_0$  is the threshold value determined by the relation (15).

Table 1 presents the results of calculating the Shannon entropy on fragments of these series.

**Table 1. Results of modeling**

Test signal	SD, un.	SD increase	Entropy, un.	Entropy increase
Time series 1	0.1	30 %	1.90	20 %
	0.13		2.29	
Time series 2	2.7	30 %	4.93	2 %
	3.51		5.05	

Thus, with the same increment in the SD (30 %), the increment of the Shannon entropy on the second signal was lower than the first signal.

Let's make a comparative analysis of the estimating results of the dynamic

series variability using sliding windows. The model signal was a sequence of  $M=10$  fragments, each consisting of  $K_0=50$  dots and generated by an autoregressive model of the form

$$a_{kl} = \lambda_l a_{k-1,l} + (1 - \lambda_l) \xi_{k-1,l}, \quad k = 1, \dots, K_0, \quad l = 1, \dots, M, \tag{16}$$

where  $\lambda_l$  ( $0 < \lambda_l < 1$ ) is the parameter that determines the variability of the signal on the  $l$ -th fragment,  $a_{0l} = 0.1$  is the initial value,  $\xi \in N(0, \sigma^2)$  is a sequence of independent normally distributed random numbers with zero mathematical expectation and variance  $\sigma^2 = 3$ .

Thus, the entire signal contained  $N = 500$  points. The parameter values on the  $\lambda_1, \lambda_2, \dots, \lambda_{10}$  fragments of one of the test signals are presented in Table 2, and the graph of this signal is shown in Fig. 4.

Table 2. The values of the parameters  $\lambda_l$  on the test signal fragments

$l$	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
$\lambda_l$	0.93	0.86	0.75	0.1	0.2	0.3	0.6	0.7	0.8	0.9

The results of estimating the variability of the test signal using procedures (7) and (11) with sliding windows are shown in Fig. 5.

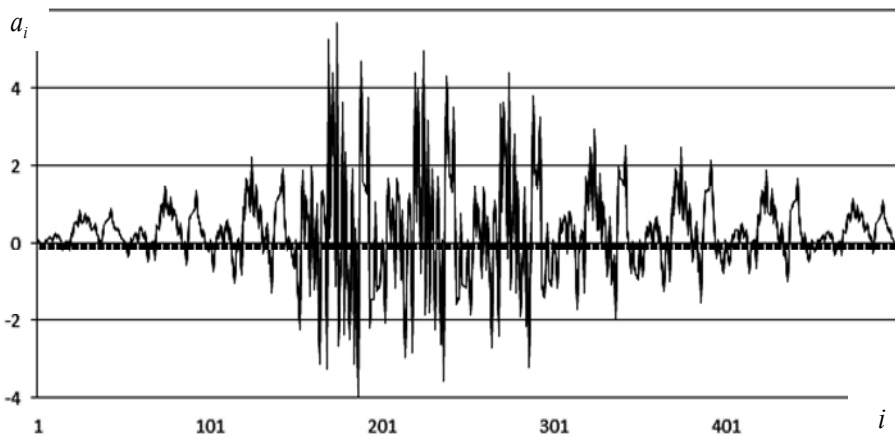
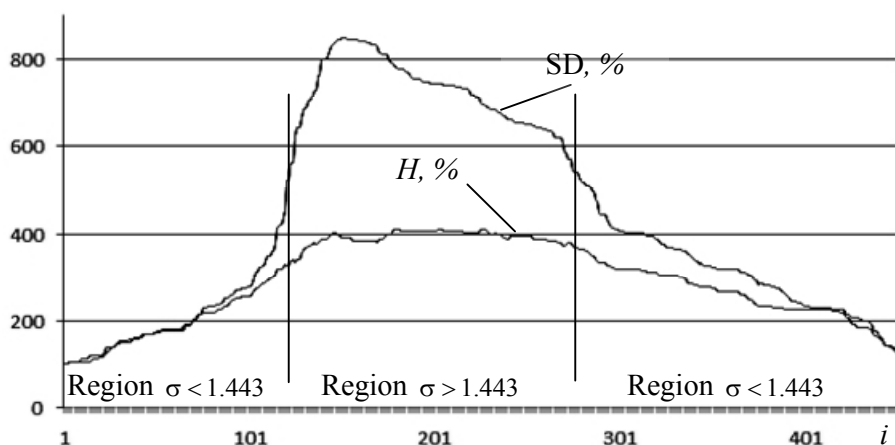


Fig. 4. The test signal of the 10 fragments with different parameters  $\lambda_l$



**Fig. 5.** Dynamics of changes in the SD and Shannon entropy  $H$  during the processing of the test signal

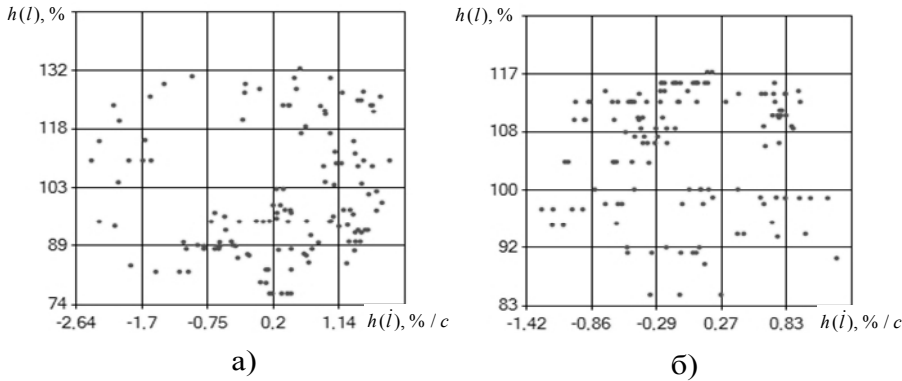
It is easy to see that both parameters had similar trends — an increase in SD was accompanied by an increase in entropy, and vice versa. But in the region  $\sigma > \sigma_0$ , the sensitivity of the entropy to the variability of the signal is almost 2 times less than the sensitivity of the SD, which agrees with the results of the study of the theoretical relationship between these values.

### PHASE PORTRAIT OF SLIDING ENTROPY

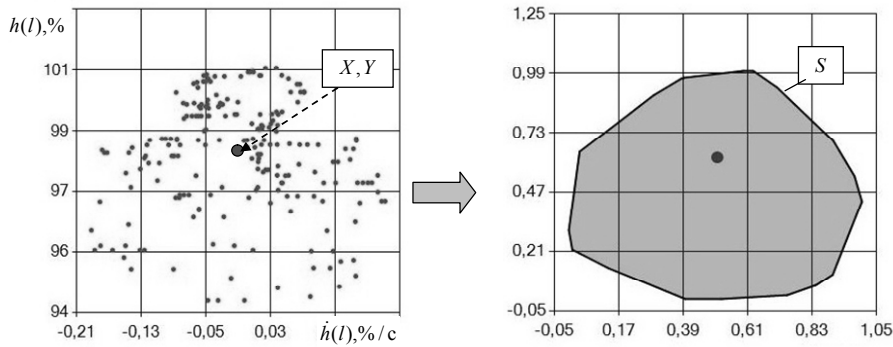
To increase the sensitivity of entropy assessment to the variability of the dynamic series, it is proposed to move from a series of discrete values  $h(l)$  calculated by the sliding window method to a phase portrait of entropy on the plane  $h(l), \dot{h}(l)$ , where  $\dot{h}(l)$  is the estimation of the first derivative  $h(l)$  at the  $l$ -th point.

Despite the fact that the procedure of numerical differentiation of noisy data refers to incorrectly posed mathematical problems, the application of special filtration and regularization procedures [18] allowed us to obtain acceptable estimates of the derivative  $\dot{h}(l)$ . As a result, it is possible to construct graphic images of the entropy phase portrait as points on the plane  $h(l), \dot{h}(l)$ .

For illustration, Fig. 6 shows examples of phase portraits of Shannon and permutation entropies, which are constructed from the same dynamic series of parameter  $\beta_T$  values (symmetry of the  $T$ -wave in the process of recording the electrocardiogram), which are used as an additional diagnostic sign of coronary heart disease in the method of phasegraphy [19].



**Fig. 6.** Phase portraits of the Shannon (a) and permutation (b) entropy of the parameter  $\beta_T$  on the real ECG



**Fig. 7.** The phase portrait of the sliding entropy (left) and its convex hull (right)

For an integral estimate of the physiological signals chaoticity, we construct in the normalized coordinates  $h(l)$ ,  $\dot{h}(l)$  the convex hull of the entropy phase portrait and determine the area  $S$  of the resulting polygon, as well as the coordinates  $X$ ,  $Y$  of the phase portrait center of gravity (Fig. 7).

## PRACTICAL RESULTS

A serious manifestation of cardiovascular disease is sudden cardiac death, when a patient dies almost instantaneously (from a few seconds to an hour) after the onset of a heart attack. One of the predictors of sudden cardiac death, which has recently gained wide popularity in clinical studies, is based on an analysis of the so-called electrical heart alternation [20], which refers to the regular alternation of the electrocardiogram elements characteristics.

The complexity of constructing computer algorithms for automatic detection of the alternation effect is due to the fact that real signals with the presence and absence of an electrical alternation are externally virtually indistinguishable (Fig. 8) [19].



**Fig. 8.** ECG with a random distortion (top) and *T*-wave alternation (bottom)

At the same time, the proposed method for estimating the randomness of the time sequence on the basis of calculating the area of the convex hull of the entropy phase portrait makes it possible to reliably solve this problem. To test the effectiveness of this method, test signals with different values of the *T*-wave amplitudes alternation levels were generated against a background of 15 % random distortions. Test signals were generated on the basis of the generative model of artificial realistic forms ECG generation [21].

Despite the fact that visually these signals were practically indistinguishable, the area of the convex hull of the permutation entropy phase portrait (EPP) decreased monotonically as the alternation of the *T*-wave increased, i.e. increasing proportion of the regular component of amplitude variation (Table 3). At the alternation level of 60 mV, the area decreased by more than 30 % (from 0.89 units to 0.62 units) compared to the signal without alternation.

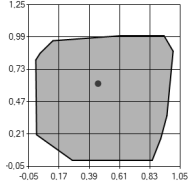
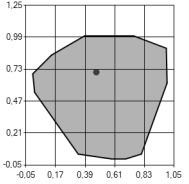
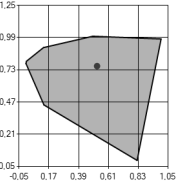
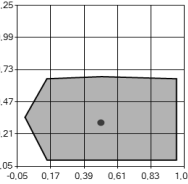
The proposed approach has also found practical application in assessing subtle changes in the signal during the intravenous therapy. The research was conducted in 2016 in the State Scientific Institution "Scientific and Practical Center for Preventive and Clinical Medicine" State Administration (SSI "SPC PCM" SA). The urgency of this task is due to the fact that many medications, including those used in cardiological practice, often have side effects (from 30 to 70 %) [22].

Table 4 shows the results of ECG treatment during the intravenous drip infusion of Tivomax, Armadin and T-triomax to a patient R. at the age of 72 years old with pronounced bigeminy, which manifested itself in the regular alternation of normal and extrasystolic heart cycles. ECG was recorded every 5 minutes during the introduction of medications. Each ECG was recorded for 150 seconds with a total duration of 2 hours.

As can be seen from the table, by the time of 12:03 (35 minutes after the start of the medication administration) the heart rate returned to normal, there was a sharp decrease (by 92 %) of the *SDNN* parameter, the traditional index of heart rate variability. At this point in time, the area  $S_{RR}$  of the permutation entropy phase portrait of the *RR*-intervals has decreased by 44 % from the initial value.

It should be noted that after the normalization of the rhythm during the further administration of medications, the parameter *SDNN* remained practically unchanged, while the area  $S_{RR}$  continued to decrease smoothly

Table 3. Areas of EPP convex hulls with a T-wave alternation

T-wave amplitude alternation level, mcV			
0	15	30	60
 $S = 0.89 \text{ un.}$	 $S = 0.76 \text{ un.}$	 $S = 0.64 \text{ un.}$	 $S = 0.62 \text{ un.}$

(Fig. 9). Since, as already noted, the Shannon entropy (unlike the SD) characterizes not the magnitude of the spread, but the variety of the processed sequence, such a gradual change in the parameter  $S_{RR}$  after restoration of the heart rhythm, that carries information on subtle changes in the heart rhythm, may have additional diagnostic value, which requires further study.

It is also clear that monitoring the ECG during the drip administration of drugs allows you to control the absence of undesirable changes in parameters caused by individual drug intolerance.

To illustrate such possibilities, Table 5 shows the dynamics of changes in the ECG parameters of patient I. 76 years old in the process of drip administration of Panangin and Mexicor medications. During the entire period of administration, the median ECG cycle in the time domain and in the phase plane remained practically unchanged, and the values of the T-wave symmetry parameter were within the physiological norm:  $\beta_T = 0.653 \pm 0.014$  units. Stable was the area of the EPP convex hull parameter  $\beta_T$ :  $S_{\beta_T} = 0.743 \pm 0.016$  units, which gave the reason for the doctors to continue treatment without changing the dosage of the medications.

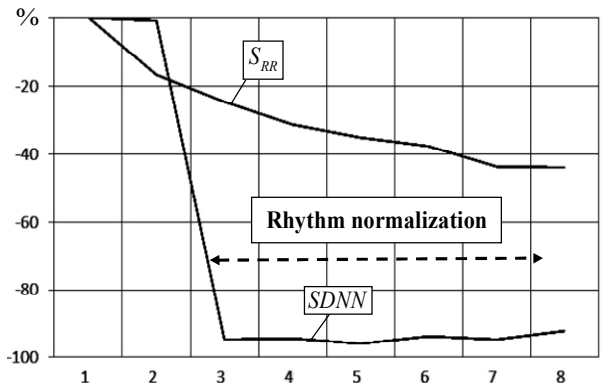


Fig. 9. Dynamics of changes in the integral heart rate parameters in the process of drip administration



Table 4. Dynamics of ECG parameters during patient R. dropper

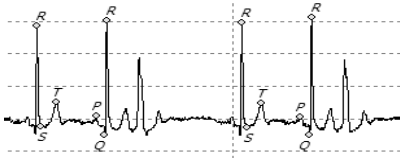
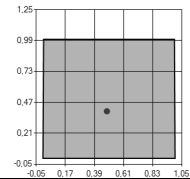
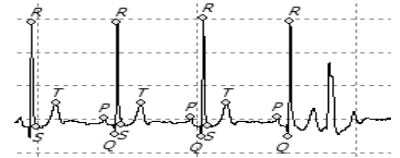
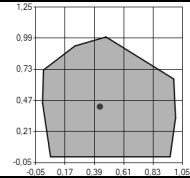

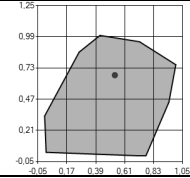
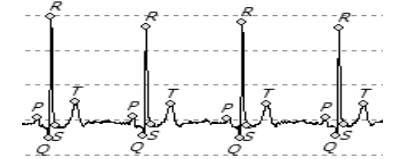
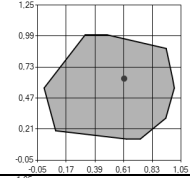
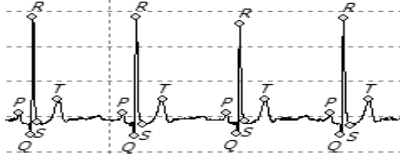
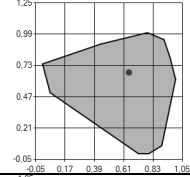

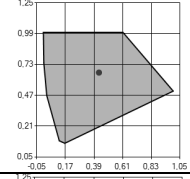
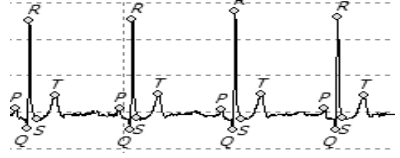
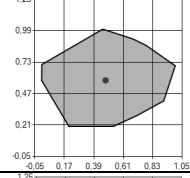
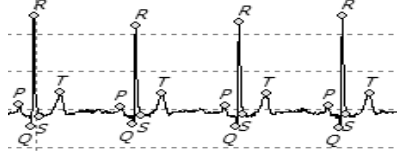
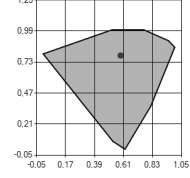
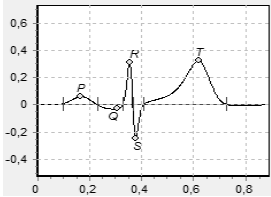
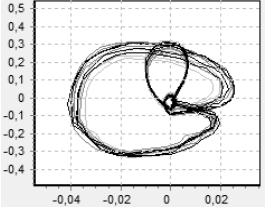
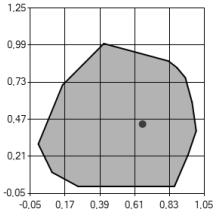
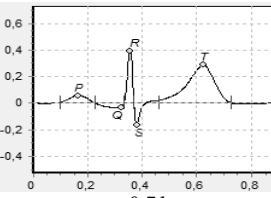
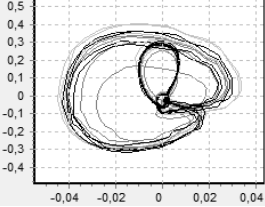
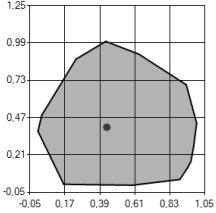
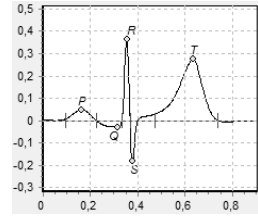
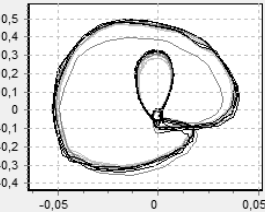
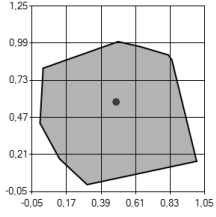
Recording time	ECG fragment	RR-intervals EPP	$S_{RR}$ , un.	SDNN, ms
11:35			0.995	515
11:47			0.83	510
12:03			0.751	27
12:12			0.682	30
12:32			0.644	22
12:37			0.619	33
12:47			0.561	27
13:02			0.555	41

Table 5. ECG parameters dynamics for drip administration of potassium medications

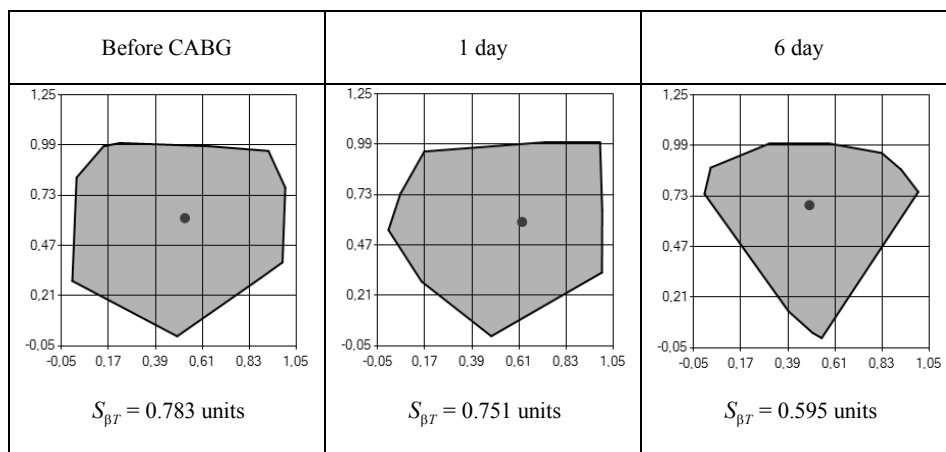
Ti me	Average cycle	ECG phase portrait	The EPP convex hull of the $\beta_T$
15 min	 $\beta_T = 0.65 \text{ un.}$	 $A_T = 0.44 \text{ mV}$	 $S_{\beta_T} = 0.764 \text{ un.}$
25 min	 $\beta_T = 0.71 \text{ un.}$	 $A_T = 0.29 \text{ mV}$	 $S_{\beta_T} = 0.754 \text{ un.}$
40 min	 $\beta_T = 0.64 \text{ un.}$	 $A_T = 0.28 \text{ mV}$	 $S_{\beta_T} = 0.744 \text{ un.}$

Interesting results were obtained in the study of subtle ECG changes by estimating the area of the convex hull of the permutation entropy phase portrait in patients with coronary heart disease that underwent coronary artery bypass surgery (CABG).

Since such an operation is most often performed in the open heart with the use of an artificial circulation device, the ECG was recorded before and after surgery (Table 6).

On the first day after the operation, the EPP  $\beta_T$  parameter decreased by 5 %, and on the 7-th day after the operation its value reached  $S_{\beta_T} = 0.595$ , which is 24 % lower than before surgery. The patient successfully passed the rehabilitation period and was discharged a week after the operation.

Of particular interest is the study of subtle ECG changes directly in the process of coronary stenting, which is more sparing surgical treatment for the patient, which, unlike CABG, does not require cardiac arrest. The results of such a study, obtained with the stenting of the anterior interventricular branch of the right coronary artery to patient I. 50 years old with the diagnosis of postinfarction atherosclerosis, are presented in Table 7.

**Table 6. Dynamics of integral ECG parameters of a 55 years old patient before and after CABG**

It can be seen from the table that the area of the Shannon entropy phase portrait of the  $\beta_T$  parameter increases during the whole procedure by 27 %, and on the next day after the operation by 33 %. The symmetry of the  $T$ -wave also increases during the entire operation, reaching 42 % when the blood flow of the anterior interventricular branch of the right coronary artery is restored. On the first day after stenting, the value of the symmetry index decreased to a physiological norm of  $\beta_T = 0.67$  units.

Similar results were observed when examining ECG changes during the installation of several stents (in the circumflex branch and in the anterior interventricular branch of the coronary artery) to a 74 years old patient diagnosed with stenosing coronary artery atherosclerosis (Table 8).

In this case, during the operation, the symmetry index of the  $T$ -wave was practically unchanged and was within the limits of the physiological norm:  $\beta_T = 0,64 \pm 0,09$  units. At the same time, the area of the phase portrait of the permutation entropy increased throughout the procedure, reaching 45 % by the end of the operation, and the control measurement for the following day showed a decrease in  $\beta_T$  EPP by 35 %.

We also note that during the operation a gradual decrease in the integral parameter  $Y_{\beta_T}$  (the center of gravity of the EPP along the y-axis) by the end of the operation reached 20 % of the initial value. This indicates that in this patient decreased average level entropy in the course of operations, which most likely indicated a lower level of adaptive capacity of the organism than a younger patient.

The detected fact made it possible to put forward the hypothesis that important additional diagnostic information in assessing the reserve capabilities of the cardiovascular system can provide an analysis of the ECG phase portrait during exercise. We present the first results aimed at studying such possibilities.

Table 7. Dynamics of changes in EPP parameter during stenting

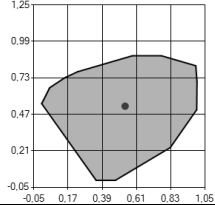
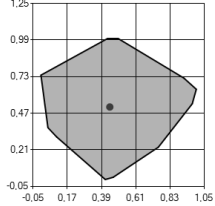
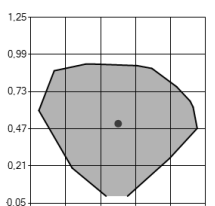
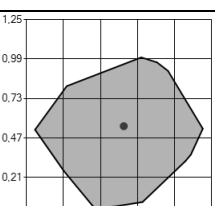
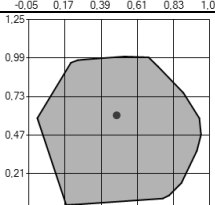
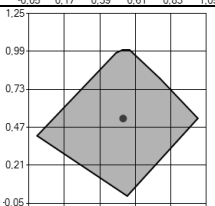
#	Phase	The convex hull of a $\beta_T$ EPP	Integral parameters
0	Baseline		$S_{\beta T} = 0.613 \text{ un.};$ $X_{\beta T} = 0.537 \text{ un.};$ $Y_{\beta T} = 0.528 \text{ un.};$ $\beta_T = 0.65 \text{ un.}$
1	Introduction of stent delivery catheter		$S_{\beta T} = 0.633 \text{ un.};$ $X_{\beta T} = 0.443 \text{ un.};$ $Y_{\beta T} = 0.514 \text{ un.};$ $\beta_T = 0.95 \text{ un.}$
2	Balloon inflating		$S_{\beta T} = 0.632 \text{ un.};$ $X_{\beta T} = 0.501 \text{ un.};$ $Y_{\beta T} = 0.506 \text{ un.};$ $\beta_T = 0.97 \text{ un.}$
3	Restoration of the blood flow of the anterior interventricular branch of the right coronary artery		$S_{\beta T} = 0.645 \text{ un.};$ $X_{\beta T} = 0.529 \text{ un.};$ $Y_{\beta T} = 0.548 \text{ un.};$ $\beta_T = 0.92 \text{ un.}$
4	Introduction of nitrates		$S_{\beta T} = 0.776 \text{ un.};$ $X_{\beta T} = 0.485 \text{ un.};$ $Y_{\beta T} = 0.604 \text{ un.};$ $\beta_T = 0.77 \text{ un.}$
5	1 day after stenting		$S_{\beta T} = 0.521 \text{ un.};$ $X_{\beta T} = 0.535 \text{ un.};$ $Y_{\beta T} = 0.53 \text{ un.};$ $\beta_T = 0.67 \text{ un.}$

Table 8. Dynamics of changes in EPP parameters during stenting

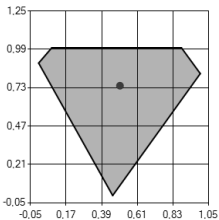
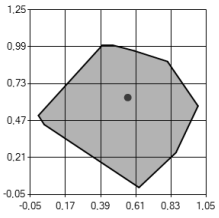
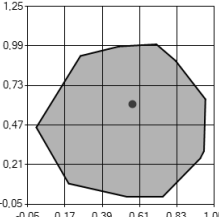
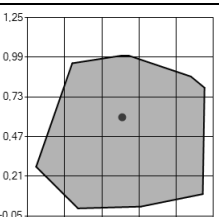
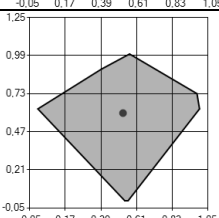
#	Stage	The convex hull of a $\beta_T$ EPP	Integral parameters
0	Baseline		$S_{\beta T} = 0.557 \text{ un.};$ $X_{\beta T} = 0.503 \text{ un.};$ $Y_{\beta T} = 0.743 \text{ un.};$ $\beta_T = 0.713 \text{ un.}$
1	Introduction of the introdu- cer		$S_{\beta T} = 0.597 \text{ un.};$ $X_{\beta T} = 0.56 \text{ un.};$ $Y_{\beta T} = 0.632 \text{ un.};$ $\beta_T = 0.644 \text{ un.}$
2	Reintroduction of introducer		$S_{\beta T} = 0.755 \text{ un.};$ $X_{\beta T} = 0.568 \text{ un.};$ $Y_{\beta T} = 0.608 \text{ un.};$ $\beta_T = 0.68 \text{ un.}$
3	Pain in the sternum, the introduction of an iso-mic spray		$S_{\beta T} = 0.81 \text{ un.};$ $X_{\beta T} = 0.511 \text{ un.};$ $Y_{\beta T} = 0.597 \text{ un.};$ $\beta_T = 0.526 \text{ un.}$
4	1 day after stenting		$S_{\beta T} = 0.529 \text{ un.};$ $X_{\beta T} = 0.527 \text{ un.};$ $Y_{\beta T} = 0.597 \text{ un.};$ $\beta_T = 0.732 \text{ un.}$

Table 9 shows the results obtained when testing a conditionally healthy 55 years old volunteer on a treadmill. During testing, the speed of the tape reached 2.7 km/h, and the angle of inclination gradually increased to 10 %, which in the second stage ensured the metabolic equivalent  $\text{MET} = 4.6$ . After that, the tested person rested for 10 minutes.

In the process of increasing the load, the  $SDNN$  parameter decreased by 86 %, which agrees with the known data on the increase in the sympathetic part

of the autonomic nervous system under load. Simultaneously with the decrease in heart rate variability, the integral parameter  $S_{RR}$  characterizing the area of the convex hull of the permutation entropy phase portrait increased by 66 %. Recall that, unlike  $SDNN$ , this parameter characterizes not the degree of dispersion, but the variety of  $RR$ -intervals.

It is clear that load tests using treadmill and veloergometer can be used only in medical conditions. Such tools are of little use for testing in the field, in sports, in the workplace, etc. This requires not only portable ECG measurement tools, but also simple methods that allow to obtain operational test results in a convenient and understandable form.

In this regard, it is of interest to evaluate the possibilities of the proposed approach when performing simplified methods for assessing the adaptive capacity of a person under stress, in particular, the famous Martine-Kushelevsky test. To perform such studies, it is sufficient to estimate the EPP parameters in three states: before the stress, after performing 20 deep sit-ups in 30 seconds and during restitution period after 3 min rest.

During the studies, ECG treatment was performed on 30 healthy volunteers at the age of  $20,6 \pm 1$  year. For illustration, Table 10 shows the results obtained with the testing of volunteer M. 20 years old.

As follows from the data given at the height of the load, the  $SDNN$  parameter (SD of the  $RR$ -intervals) decreased by 18 %, while the  $S_{RR}$  area increased by 12 %. There were also characteristic changes in the integral parameters  $X_{RR}$  and  $Y_{RR}$ : the EPP center of gravity shifted to the left by 24 % of the initial value and rose by 34 %.

**Table 9. Dynamics of changes in integral parameters for a treadmill test**

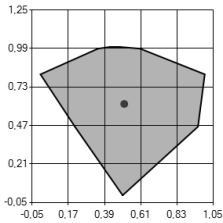
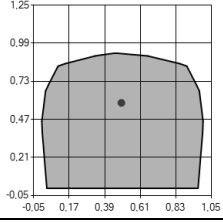
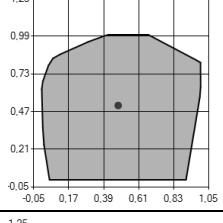
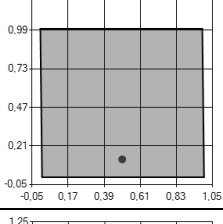
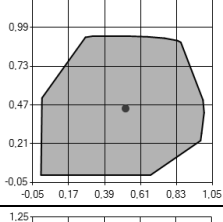
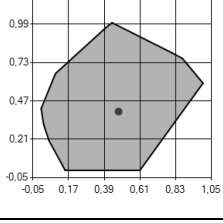
#	Stage	MET	The convex hull of a RR-intervals EPP	Integral parameters
0	Baseline	1		$S_{RR} = 0.593 \text{ un.};$ $X_{RR} = 0.51 \text{ un.};$ $Y_{RR} = 0.616 \text{ un.};$ $SDNN = 135 \text{ ms}$
1	3 min stress	2.3		$S_{RR} = 0.837 \text{ un.};$ $X_{RR} = 0.494 \text{ un.};$ $Y_{RR} = 0.583 \text{ un.};$ $SDNN = 99 \text{ ms}$
2	6 min stress	3.5		$S_{RR} = 0.888 \text{ un.};$ $X_{RR} = 0.481 \text{ un.};$ $Y_{RR} = 0.512 \text{ un.};$ $SDNN = 90 \text{ ms}$
3	9 min stress	4.6		$S_{RR} = 0.989 \text{ un.};$ $X_{RR} = 0.5 \text{ un.};$ $Y_{RR} = 0.12 \text{ un.};$ $SDNN = 18 \text{ ms}$
4	3 min rest	-		$S_{RR} = 0.79 \text{ un.};$ $X_{RR} = 0.518 \text{ un.};$ $Y_{RR} = 0.446 \text{ un.};$ $SDNN = 94 \text{ ms}$
5	6 min rest	-		$S_{RR} = 0.667 \text{ un.};$ $X_{RR} = 0.478 \text{ un.};$ $Y_{RR} = 0.398 \text{ un.};$ $SDNN = 89 \text{ ms}$

Table 10. Dynamics of EPP  $RR$ -intervals of a healthy volunteer M.

Before stress	Stress	Restitution
 $S_{RR} = 0.65 \text{ un.};$ $X_{RR} = 0.497 \text{ un.};$ $Y_{RR} = 0.501 \text{ un.};$ $SDNN = 69 \text{ ms}$	 $S_{RR} = 0.729 \text{ un.};$ $X_{RR} = 0.408 \text{ un.};$ $Y_{RR} = 0.695 \text{ un.};$ $SDNN = 54 \text{ ms}$	 $S_{RR} = 0.662 \text{ un.};$ $X_{RR} = 0.38 \text{ un.};$ $Y_{RR} = 0.671 \text{ un.};$ $SDNN = 95 \text{ ms}$

A similar reaction to the load was demonstrated by 12 other volunteers. This result shows once again that the  $SDNN$  and  $S_{RR}$  parameters from different perspectives characterize the variability of the heart rhythm: the first parameter characterizes only the magnitude of the  $RR$ -intervals spread, and the second parameter characterizes the variety of their values.

CONCLUSIONS

The article considers various approaches to the assessment of heart rate variability and other parameters of a single-channel ECG under the effect of external influences on the body (intravenous therapy, surgery and physical activity). A comparative analysis of two approaches to the variability estimation is carried out: based on the dispersion analysis and the Shannon entropy calculated from successive sections of the same discrete signal.

To increase the Shannon entropy sensitivity to an estimation of a variety of an investigated parameter in the course of its observation, it is proposed to construct an entropy phase portrait calculated in a sliding window and to estimate the area of its convex hull and the coordinates of the gravity center in the phase plane.

Characteristic changes in these integral parameters are established when the effect of electrical alternation of the heart is detected, as well as during physical exertion (treadmill and Martine-Kushelevsky test), with drip administration of medications and in operative treatment of cardiovascular pathologies (coronary artery bypass surgery and stenting).

It can be assumed that the detected facts of changes in the values of the proposed integral indicators of the entropy phase portrait, including the  $S_{RR}$  parameter, indicate the search for the most economical way of regulating cardiac activity. Of course, such a hypothesis requires further study and evaluation of the statistical reliability of the observed differences in representative samples of



observations, which can lay the basis for new diagnostic criteria in preventive and clinical cardiology.

## REFERENCES

1. Klimontovich Yu.L. Introduction to physics of open systems. Moscow: Janus-K; 2002. 284 p.
2. Martin-Sanchez F., Iakovidis I., Nørager S., Maojo V., de Groen P., Van der Lei J., Jones T., Abraham-Fuchs K., Apweiler R., Babic A., Baud R., Breton V. Synergy between medical informatics and bioinformatics: facilitating genomic medicine for future health care. *Journal of Biomedical Informatics*. 2004. Vol. 37. N 1. P. 30–42.
3. Weippert M., Behrens M., Rieger A., Behrens K. Sample entropy and traditional measures of heart rate dynamics reveal different modes of cardiovascular control during low intensity exercise. *Entropy*. 2014. Vol. 16. P. 5698–5711.
4. Durnova N.Yu., Dovgalevskiy Ya.P., Burlaka A.N., Kiselev A.R., Furman N.V. Interdependence of parameters of variational pulsometry, entropy of heart rate, temporal and spectral analyses of heart rate variability in normal state and in ischemic heart disease. *Saratov journal of medical scientific research*. 2011. Vol. 7. N 3. P. 607–611.
5. Ban A.S., Paramonova N.A., Zagorodnyy G.M., Ban D.S. Analysis of the relationship of heart rate variability indices. *Voennaya Meditsina*. 2010. N 4. P. 21–24.
6. Joshua S., Richman J., Moorman R. Physiological time-series analysis using approximate entropy and sample entropy. *The American journal of physiology*. 2000. Vol. 278. N 6. P. 2039–2049.
7. Peng C.K., Havlin S., Stanley H.E., Goldberger A.L. Quantification of scaling exponents and crossover phenomena in nonstationary heartbeat time series. *Chaos*. 1995. Vol. 5. P. 82–87.
8. Iyengar N., Peng C.K., Morin R., Goldberger A.L., Lipsitz L.A. Age-related alterations in the fractal scaling of cardiac interbeat interval dynamics. *Am. J. Physiol.* 1996. Vol. 271. P. 1078–1084.
9. Mayorov O.Yu., Fenchenko V.N. Calculation of the correlation dimension and entropy of EEG signals in cluster computing systems. *Clinical informatics and telemedicine*. 2014. Vol. 10. N 11. P. 10–20.
10. Anishchenko V.S., Saparin P.I. Normalized entropy as a diagnostic criterion of human cardio-vascular system reaction on the external influence. *Izvestia VUZ. Applied nonlinear dynamics*. 1993. Vol. 1. N 3–4. P. 54–64.
11. Shapovalov V.I. About the fundamental laws of trend management. *Control Science*. 2005. Vol. 2. P. 2–11.
12. Yashin A.A. Living matter. Physics of the alive and evolutionary processes. Moscow: LKI, 2010. 264 p.
13. Zhukovska O.A., Glushauskene G.A., Fainzilberg L.S. Research of the modified estimation properties of random variable's variance on sample of different observations. *Naukovi Visti NTUU KPI*. 2008. N 4. P. 139–145.
14. Fainzilberg L.S., Orikhovska K.B., Vakhovskiy I.V. Assessment of chaotic fragments' shape of the single-channel electrocardiogram. *Cybernetics and computer engineering*. 2016. Vol. 183. P. 4–24.
15. Gorban I.I. Entropy of uncertainty. *Mathematical Machines and Systems*. 2013. N 2. P. 105–117.
16. Afanasyev V.V. Theory of Probability: a textbook for university students studying in the specialty "Mathematics". M.: The Humanitarian publishing center VLADOS, 2007. 350 p.
17. Kramarenko S.S. Method of use of the entropy-information analysis for quantitative attributes. *Proceedings of the Samara Scientific Center of the RAS*. 2005. Vol. 7. N 1. P. 242–247.
18. Fainzilberg L.S. Information technology for signal processing of complex shape. Theory and practice. Kiev: Naukova Dumka, 2008. 333 p.

19. Fainzilberg L.S. *Fasegraphy basics*. Kyiv: Osvita Ukrainy, 2017. 264 p.
20. Rosenbaum D.S., Jackson L.E., Smith J.M. Electrical alternans and vulnerability to ventricular arrhythmias. *New England Journal of Medicine*. 1994. Vol. 330. P. 235–241.
21. Fainzilberg L.S., Bekler T.Yu. T-Wave Alternans Modeling on artificial electrocardiogram with internal and external perturbation. *Journal of Automation and Information Sciences*. 2012. Vol. 44. N 7. P. 1–14.
22. Vlasova I.V. There are more and more side effects in drugs. *Commercial biotechnology*. 2007. Vol. 10. P. 14–19.

Received 5.06.2017

## ЛИТЕРАТУРА

1. Климонтович Ю.Л. Хаос и порядок. Эволюция. Деградация и самоорганизация. Москва: Янус-К, 2002. 284 с.. URL: [http://kirsoft.com.ru/freedom/KSNews\\_417.htm](http://kirsoft.com.ru/freedom/KSNews_417.htm)
2. Martin-Sanchez F., Iakovidis I., Nørager S., Maojo V., de Groen P., Van der Lei J., Jones T., Abraham-Fuchs K., Apweiler R., Babic A., Baud R., Breton V. Synergy between medical informatics and bioinformatics: facilitating genomic medicine for future health care. *Journal of Biomedical Informatics*. 2004. Vol. 37. Iss. 1. P. 30–42.
3. Weippert M., Behrens M., Rieger A., Behrens K. Sample Entropy and Traditional Measures of Heart Rate Dynamics Reveal Different Modes of Cardiovascular Control During Low Intensity Exercise. *Entropy*. 2014. Vol. 16. P. 5698–5711.
4. Дурнова Н.Ю., Довгалецкий Я.П., Бурлака А.Н., Киселев А.Р., Фурман Н.В. Изучение зависимостей между показателями вариационной пульсометрии, энтропии ритма сердца, временного и спектрального анализов variability ритма сердца в норме и при ишемической болезни сердца. *Саратовский научно-медицинский журнал*. 2011. Т. 7. № 3. С. 607–611.
5. Бань А.С., Парамонова Н.А., Загородный Г.М., Бань Д.С. Анализ взаимосвязи показателей variability ритма сердца. *Военная медицина*. 2010. № 4. С. 21–24.
6. Joshua S., Richman J., Moorman R. Physiological time-series analysis using approximate entropy and sample entropy. *The American journal of physiology*. 2000. Vol. 278. Iss. 6. P. 2039–2049.
7. Peng C.K., Havlin S., Stanley H.E., Goldberger A.L. Quantification of scaling exponents and crossover phenomena in nonstationary heartbeat time series. *Chaos*. 1995. Vol. 5. P. 82–87.
8. Iyengar N., Peng C.K., Morin R., Goldberger A.L., Lipsitz L.A. Age-related alterations in the fractal scaling of cardiac interbeat interval dynamics. *Am. J. Physiol.* 1996. Vol. 271. P. 1078–1084.
9. Майоров О.Ю., Фенченко В.Н. Вычисление корреляционной размерности и энтропии ЭЭГ сигналов на кластерных вычислительных системах. *Клиническая информатика и телемедицина*. 2014. Т. 10. Вып. 11. С. 10–20.
10. Анищенко В.С., Сапарин П.И. Нормированная энтропия как диагностический признак реакции сердечно-сосудистой системы человека на внешнее воздействие. *Изв. вузов. Прикладная нелинейная динамика*. 1993. Т. 1. № 3–4. С. 54–64.
11. Шаповалов В.И. О фундаментальных закономерностях управления тенденциями. *Проблемы управления (Control Science)*. 2005. № 2. С. 2–11.
12. Яшин А.А. Живая материя. Физика живого и эволюционных процессов. М.: ЛКИ, 2010. 264 с.
13. Жуковська О.А., Глушаускене Г.А., Файнзильберг Л.С. Дослідження властивостей модифікованої оцінки дисперсії випадкової величини за вибіркою незалежних спостережень. *Наукові вісті НТУ України КПІ*. 2008. № 4. С. 139–145.
14. Файнзильберг Л.С., Ориховская К.Б., Ваховский И.В. Оценка хаотичности формы фрагментов одноканальной ЭКГ. *Кибернетика и вычислительная техника*. 2016. Вып. 183. С. 4–24.
15. Горбань И.И. Энтропия неопределенности. *Математические машины и системы*. 2013. № 2. С. 105–117.

16. Афанасьев В.В. Теория вероятностей: учеб. пособие для студентов вузов, обучающихся по специальности «Математика». М.: Гуманитар. изд. центр ВЛАДОС, 2007. 350 с.
17. Крамаренко С.С. Особенности использования энтропийно-информационного анализа для количественных признаков биологических объектов. *Изв. Самар. Науч. Центра РАН*. 2005. Т. 7. № 1. С. 242–247.
18. Файнзильберг Л.С. Информационные технологии обработки сигналов сложной формы. Теория и практика. Киев: Наукова Думка, 2008. 333 с.
19. Файнзильберг Л.С. Основы фазографии. Киев: Освита України, 2017. 264 с.
20. Rosenbaum D.S., Jackson L.E., Smith J.M. Electrical alternans and vulnerability to ventricular arrhythmias. *New England Journal of Medicine*. 1994. Vol. 330. P. 235–241.
21. Fainzilberg L.S., Bekler T.Yu. T-Wave Alternans Modeling on Artificial Electrocardiogram with Internal and External Perturbation. *Journal of Automation and Information Sciences*. 2012. Vol. 44. Iss. 7. P. 1–14.
22. Власова И.В. У лекарств обнаруживается все больше побочных эффектов. *К Коммерческая биотехнология*. 2007. № 10. С.14–19.

К.Б. Ориховская, младш. науч. сотр., аспирант  
отд. интеллектуальных автоматических систем  
e-mail: kseniaor@gmail.com

Л.С. Файнзильберг, д-р техн. наук, доцент, глав. науч. сотр.  
отд. интеллектуальных автоматических систем  
e-mail: fainzilberg@gmail.com

Международный научно-учебный центр информационных технологий и систем  
НАН Украины и МОН Украины, пр. Академика Глушкова, 40,  
г. Киев, 03680, Украина

## СРАВНИТЕЛЬНЫЙ АНАЛИЗ МЕТОДОВ ОЦЕНКИ ИЗМЕНЧИВОСТИ ФИЗИОЛОГИЧЕСКИХ СИГНАЛОВ

*Введение.* В современном мире все большее внимание уделяется изучению поведения сложноорганизованных систем, к которым в первую очередь относятся медико-биологические системы. Фундаментальное понятие синергетики – обобщенная энтропия, которая количественно характеризует степень хаотичности системы. Особый интерес представляют исследования изменений показателей хаотичности динамических рядов, порождаемых различными биологическими системами.

*Цель статьи* – дальнейшее развитие и экспериментальное исследование математических методов оценки изменчивости физиологических сигналов при внешних воздействиях на организм.

*Методы.* Исследовано два альтернативных подхода оценки изменчивости динамических рядов: на основе вычисления относительных изменений выборочной дисперсии и энтропийных оценок (в скользящем окне с заданными параметрами) по отношению к первому (опорному) окну. Изучена теоретическая и экспериментальная зависимость между шенноновской энтропией и среднеквадратическим отклонением при нормальном распределении случайной величины, порождающей динамический ряд. Проведено сравнения указанных оценок на реальных и модельных данных.

*Результаты.* Для повышения чувствительности энтропийных оценок к изменчивости динамического ряда предлагается перейти от ряда дискретных значений энтропии  $h(l)$  в  $l$ -й точке, вычисленной методом скользящего окна, к ее фазовому портрету на плоскости  $h(l), \dot{h}(l)$ , где  $\dot{h}(l)$  – оценка первой производной  $h(l)$ . Для интегральной оценки хаотичности физиологических сигналов предложено оценить площадь выпуклой оболочки фазового портрета энтропии и координаты центра тяжести  $X, Y$  фазового портрета. Экспериментальные исследования подтвердили диагностическую ценность указанных показателей при оценке изменчивости параметров электрокардио-

ISSN 2519-2205 (Online), ISSN 0454-9910 (Print). Киб. и выч. техн. 2017. № 3 (189) **27**

грамм и ритмограмм при внешних воздействиях на организм (введение лекарственных препаратов, оперативное вмешательство и физическая нагрузка).

**Выводы.** Обнаруженные отклонения интегральных показателей фазового портрета энтропии под действием внешних воздействий на организм открывают новые возможности в оценке регуляции сердечной деятельности в профилактической и клинической медицине и требуют дальнейшего изучения для подтверждения их статистической значимости на репрезентативных выборках наблюдений.

**Ключевые слова:** *изменчивость физиологических сигналов, энтропийные оценки, диагностические критерии.*

*К.Б. Ореховська*, молодш. наук. співроб., аспірант  
відд. відд. інтелектуальних автоматичних систем  
e-mail: kseniaor@gmail.com

*Л.С. Файнзильберг*, д-р техн. наук, доцент, голов. наук.  
співроб. відд. інтелектуальних автоматичних систем  
e-mail: fainzilberg@gmail.com  
Міжнародний науково-учбовий центр інформаційних технологій  
та систем НАН України та МОН України, пр. Академіка Глушкова, 40,  
м. Київ, 03680, Україна

#### ПОРІВНЯЛЬНИЙ АНАЛІЗ МЕТОДІВ ОЦІНЮВАННЯ МІНЛИВОСТІ ФІЗІОЛОГІЧНИХ СИГНАЛІВ

Розглянуто різні підходи до оцінки мінливості серцевого ритму та інших показників одно каналної ЕКГ під дією зовнішніх впливів на організм. Запропоновано новий підхід до оцінювання мінливості фізіологічних сигналів на основі визначення площі опуклої оболонки фазового портрета ковзної ентропії. Наведено результати застосування запропонованого підходу на модельних та реальних даних, зокрема для виявлення ефекту електричної альтернації серця, фізичному навантаженні (тредміл і проба Мартіна-Кушелевського), при краплинному введенні лікарських препаратів і при оперативному лікуванні серцево-судинних патологій (аортокоронарне шунтування та стентування).

**Ключові слова:** *мінливість фізіологічних сигналів, ентропійні оцінки, діагностичні критерії.*

DOI: <https://doi.org/10.15407/kvt188.02.049>

UDC 681.5

**L.S. ZHITECKII**, PhD (Engineering),  
Acting Head of the Department of Intelligent Automatic Systems  
e-mail: [leonid\\_zhiteckii@i.ua](mailto:leonid_zhiteckii@i.ua)

**K.Yu. SOLOVCHUK**, Postgraduate Student  
e-mail: [solovchuk\\_ok@mail.ru](mailto:solovchuk_ok@mail.ru)  
International Research and Training Center for Information Technologies  
and Systems of the National Academy of Science of Ukraine  
and Ministry of Education and Sciences of Ukraine, Kiev, Ukraine,  
Acad. Glushkova av., 40, Kiev, 03187, Ukraine

## DISCRETE-TIME STEADY-STATE CONTROL OF INTERCONNECTED SYSTEMS BASED ON PSEUDOINVERSION CONCEPT

---

**Introduction.** The problem of controlling interconnected systems subjected to arbitrary unmeasurable disturbances remains actual up to now. It is important problem from both theoretical and practical points of view. During the last decades, the internal model control principle becomes popular among other methods dealing with an improvement of the control system. A perspective modification of the internal model control principle is the so-called model inverse approach. Unfortunately, the inverse model approach is quite unacceptable if the systems to be controlled are square but singular or if they are nonsquare. It turned out that the so-called pseudoinverse (generalized inverse) model approach can be exploited to cope with the noninevitability of singular square and also nonsquare system.

**The purpose** of the paper is to generalize the results obtained by the authors in their last works which are related to the asymptotic properties of the pseudoinverse model-based method for designing an efficient steady-state control of interconnected systems with uncertainties and arbitrary bounded disturbances and also to present some new results.

**Results.** In this paper, the main effort is focused on analyzing the asymptotic properties of the closed-loop systems containing the pseudoinverse model-based controllers. In the framework of the pseudoinversion concept, new theoretical results related to the asymptotic behavior of these systems are obtained. Namely, in the case of nonsingular gain matrices with known elements, the upper bounds on the ultimate norms of output and control input vectors are found. Next, in the case of nonsquare gain matrices whose elements are also known, the asymptotic behavior of the feedback control systems designed on the basis of pseudoinverse approach are studied. Further, the sufficient conditions guaranteeing the boundedness of the output and control input signals for the linear and certain class of nonlinear interconnected systems in the presence of uncertainties are derived.

**Conclusion.** *It has been established that the pseudoinverse model-based concept can be used as a unified concept to deal with the steady-state regulation of the linear interconnected discrete-time systems and of some classes of nonlinear interconnected systems with possible uncertainties in the presence of arbitrary unmeasured but bounded disturbances.*

**Keywords:** *discrete time, feedback, pseudoinversion, interconnected systems, optimality, stability, uncertainty.*

## INTRODUCTION

The problem of controlling interconnected systems subjected to arbitrary unmeasurable disturbances stated several decades ago in the work [1] remains actual up to now [2, 3]. It is important problem from both theoretical and practical points of view [4, 5]. During the last decades, the internal model control principle becomes popular among other methods dealing with an improvement of the control system. Based on this method, interconnected control problem was first approached in [6]. A perspective modification of the internal model control principle is the so-called model inverse approach. The perfect output control performance is an important interconnected control problem closely related to inverse systems. Since the pioneering work [7], the problem of inversion of linear time-invariant interconnected systems has attracted an attention of several researches. See [8–11]. Recently, a significant progress in this research area has been achieved in [2, 3, 12]. Most of these works except [3, 12] dealt with continuous-time interconnected systems.

An inverse model approach to ensuring perfect steady-state regulation in linear discrete-time interconnected systems was first advanced in [13] and independently in [14]. Similar discrete-time counterpart of interconnected process control systems containing the table inverse model was proposed in [15]. The steady-state control of linear interconnected system discussed in [11] in the framework of the problem of minimal inversion, has also been studied in the paper [16] dealing with nonlinear discrete-time interconnected control systems. Unfortunately, the inverse model approach is quite unacceptable if the systems to be controlled are square but singular or if they are nonsquare. Several researches whose works are cited in [17] observed that the inverse model-based controller may be also not admissible for designing some process control systems which contain ill-conditioned plants since they may become (almost) non-invertible in the presence of an uncertainty.

It turned out that the so-called pseudoinverse (generalized inverse) model approach first proposed in the paper [10] can be exploited to cope with the non-inevitability of nonsquare system. Recently, this approach was extended in [18–20] for controlling a wide class of discrete-time interconnected systems.

**The purpose of the paper** is to generalize the results obtained by the authors in their last works which are related to the asymptotic properties of the pseudoinverse model-based method for designing an efficient steady-state control of interconnected systems with uncertainties and arbitrary bounded disturbances and also to present some new results.

## THE DESCRIPTION OF CONTROL SYSTEM AND PROBLEM STATEMENT

**Basic assumptions.** Suppose the plant to be regulated is a nonlinear interconnected time-invariant system whose static characteristic is

$$y = \varphi(u) \quad (1)$$

where  $y = [y^{(1)}, \dots, y^{(m)}]^T$  denotes the  $m$ -dimensional output vector,  $u = [u^{(1)}, \dots, u^{(r)}]^T$  denotes the  $r$ -dimensional input (control) vector, and  $\varphi(\cdot) : \mathbf{R}^r \rightarrow \mathbf{R}^m$  represents some nonlinear vector-valued function given by

$$\varphi(u) = [\varphi^{(1)}(u), \dots, \varphi^{(m)}(u)]^T. \quad (2)$$

Consider a class of systems in which the number of inputs is not more than the number of outputs:

$$r \leq m.$$

The following assumption with respect to the nonlinearity  $\varphi(u)$  will be required.

**Assumption 1.** The components  $\varphi^{(1)}(u), \dots, \varphi^{(m)}(u)$  of  $\varphi(u)$  in (2) are all the continuously differentiable functions of the variables  $u^{(1)}, \dots, u^{(r)}$ .

In order to implement the discrete-time control, the signals  $y^{(1)}(t), \dots, y^{(m)}(t)$  given in the continuous time  $t$  need to be sampled with a sampling period  $T_0$  to yield the sequences  $\{y^{(i)}(nT_0)\}$ , whereas the control signals are of zero-order sampled-hold type, i.e.,

$$u^{(i)}(t) = u^{(i)}(nT_0) \text{ for } nT_0 \leq t < (n+1)T_0, \quad i = 1, \dots, r.$$

**Assumption 2.** As in [14] and [16], suppose that the sampling period  $T_0$  is large enough so that the transient stage caused by stepwise changes of inputs  $u^{(1)}(t), \dots, u^{(r)}(t)$  at each  $(n-1)$ th time instant  $t = (n-1)T_0$  may practically be completed during the time interval  $[(n-1)T_0, nT_0)$ . In view of (1), this narrative description of the discrete-time steady-state control gives that the steady state of this interconnected system can be mathematically modeled by the first-order nonlinear difference equation

$$y_n = \varphi(u_{n-1}) \quad (3)$$

similar to that in [16], if any disturbances are absent. In this equation, the notations  $y_n := y(nT_0)$  and  $u_n := u(nT_0)$  are introduced (for the simplicity of exposition).

In practical applications, the outputs  $y^{(1)}(t), \dots, y^{(m)}(t)$  are usually influenced by certain classes of persistent external disturbances  $d^{(1)}(t), \dots, d^{(m)}(t)$ , respectively. Then, instead of (3), another equation

$$y_n = \varphi(u_{n-1}) + d_{n-1} \quad (4)$$

with the disturbance vector  $d_n := [d_n^{(1)}, \dots, d_n^{(m)}]^T$  as a steady-state model of system will be further considered. Now, the following assumption about  $\{d_n\}$  is introduced.

**Assumption 3.** The components of  $d_n$  are upper bounded in modulus by an  $\varepsilon_i$  for all  $n = 1, 2, \dots$ , i.e.,

$$|d_n^{(i)}| \leq \varepsilon_i < \infty \quad (i = 1, \dots, m). \quad (5)$$

Let  $y^* := [y^{*(1)}, \dots, y^{*(m)}]^T$  ( $y^{*(i)} \equiv \text{const}$ ) be some vector defining the desired output vector (a given set-point). The following assumption with respect to this vector is made.

**Assumption 4.**  $y^*$  is not the  $m$ -dimensional zero-vector  $0_m := [0, \dots, 0]^T$ , i.e.,  $\|y^*\| \neq 0$  implying that

$$|y^{*(1)}| + \dots + |y^{*(m)}| \neq 0. \quad (6)$$

**Regulation strategy using pseudoinverse model-based control approach.** Let

$$B_0 = \begin{pmatrix} b_0^{(11)} & \dots & b_0^{(1r)} \\ & \vdots & \\ b_0^{(m1)} & \dots & b_0^{(mr)} \end{pmatrix}$$

be a fixed  $m \times r$  matrix chosen further by the designer to deal with some linear model of (1). Define the so-called pseudoinverse (generalized inverse)  $r \times m$  matrix  $B_0^+ = (\beta_0^{(ij)})$  specified as

$$B_0^+ = \lim_{\delta \rightarrow 0} (B_0^T B_0 + \delta^2 I_r)^{-1} B_0^T, \quad (7)$$

where  $I_N$  denotes the identity  $N \times N$  matrix. (Note that the limit (7) exist for any  $B_0 \in \mathbf{R}^{m \times r}$  [21].)

According to [19], [20] the control law utilizing the pseudoinverse model-based control strategy to regulate  $y_n$  around  $y^*$  is given by

$$u_n = u_{n-1} + B_0^+ e_n, \quad (8)$$

where  $e_n$  represents the output error vector at  $n$ th time instant  $t = nT_0$  specified as

$$e_n = y^* - y_n, \quad (9)$$



The equations (8), (9) describe the some linear interconnected controller of the integral action. Namely, to implement the control law (8), one needs the discrete integrator whose output is

$$u_n = \sum_{k=1}^n \Delta u_k, \quad (10)$$

where

$$\Delta u_n = B_0^+ e_n. \quad (11)$$

Due to (11) together with (10), this controller plays the role of an I-type interconnected discrete-time controller with a matrix gain  $B_0^+$  (Fig. 1).

**Regulation problems.** To formulate the goals of the regulation, we before need the following definition.

**Definition 1** [22]. The closed-loop control system containing the plant described by (4) and the feedback (8), (9) is said to be BIBS (bounded-input bounded-state) stable if there exist some nonnegative numbers  $C_u$ ,  $C_y$ ,  $C_d$  such that

$$\limsup_{n \rightarrow \infty} \|y_n\| \leq C_u \sup_{n \geq 0} \|u_n\| + C_d \sup_{n \geq 0} \|d_n\|, \quad (12)$$

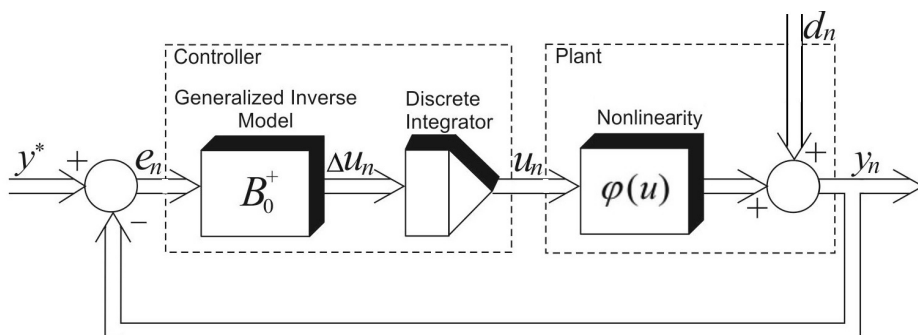
$$\limsup_{n \rightarrow \infty} \|u_n\| \leq C_y \sup_{n \geq 0} \|y_n\| + C_d \sup_{n \geq 0} \|d_n\| \quad (13)$$

are satisfied.

Now, introduce the performance index

$$J := \limsup_{n \rightarrow \infty} \|e_n\| \quad (14)$$

evaluating the asymptotic behavior of the control system (4), (8), (9). Then, one of the following control objectives may be stated [22].



**Fig. 1.** Configuration of the regulation system (4), (9), (10), (11)

• The optimization: it is required to minimize  $J$  defined by (14) in the sense that

$$\limsup_{n \rightarrow \infty} \|e_n\| = \inf_{\{u_n\}} \quad (15)$$

must be achieved.

• Quasi-optimization: it is necessary to minimize an upper bound of  $J$  given in the inequality

$$\limsup_{n \rightarrow \infty} \|e_n\| \leq \bar{J}. \quad (16)$$

• Stability (robust stability): the closed-loop system (4), (8), (9) must be stable (in the sense of Definition 1) by suitable choice of  $B_0$ .

## LINEAR CASE

**Regulation without parameter uncertainty.** In the linear case,  $\varphi(u)$  in (1) is defined as  $\varphi(u) = Bu$ , where  $B = (b^{(ij)})$  represents some numerical  $m \times r$  matrix with the elements  $b^{(ij)}$  whose rank satisfies  $1 \leq \text{rank } B \leq r$ . In this case, the equation (4) becomes

$$y_n = Bu_{n-1} + d_{n-1}. \quad (17)$$

Let  $r = m$  and  $\text{rank } B = r$ . Clearly, it implies that  $B$  is non-singular. Then the inverse matrix  $B^{-1}$  exists and  $B^+ = B^{-1}$ . Assume that there is no parameter uncertainty, i.e.,  $B$  is known *a priori*. We can derive immediately the inverse-model based control law

$$u_n = u_{n-1} + B^{-1}e_n, \quad (18)$$

followed from (8) after setting  $B_0 = B$ .

It turns out the control law above guarantees the optimality of the closed-loop system (17), (18), (9) (in the sense of (15)). This fact is established in the theorem below.

**Theorem 1** [22]. *Let the plant to be regulated be described by (17). Suppose  $B$  is the known non-singular square matrix ( $\det B \neq 0$ ). Then, the controller (18), (9) when applied to (17) achieves the regulation objective (15). Furthermore, subject to Assumptions 4, it yields*

$$\limsup_{n \rightarrow \infty} \|u_n\| \leq \|B^{-1}\| \|y^*\| + \|B^{-1}\| \sup_{0 \leq n < \infty} \|d_n\| < \infty, \quad (19)$$

$$J \leq \sup_{0 \leq n < \infty} \|d_n - d_{n-1}\| < \infty$$

for any initial  $\|u_0\| < \infty$ .

**Corollary.** Under the conditions of Theorem 1, in the terms of the Euclidean norm  $\|\cdot\|_2$ , the asymptotic properties of the controller (18), (9) are given by

$$\begin{aligned} \limsup_{n \rightarrow \infty} \|u_n\|_2 &\leq \|B^{-1}\|_2 \|y^*\|_2 + \|B^{-1}\|_2 \varepsilon, \\ \limsup_{n \rightarrow \infty} \|e_n\|_2 &\leq 2\varepsilon \end{aligned} \quad (20)$$

with  $\|y^*\|_2 = [ |y^{*(1)}|^2 + \dots + |y^{*(M)}|^2 ]^{1/2}$  and  $\varepsilon = [\varepsilon_1^2 + \dots + \varepsilon_m^2]^{1/2}$ .

Proof. Immediate from (19) together with (5) and from the definition of  $y^*$  taking into account the definitions of the Euclidean vector and matrix norms [23].  $\square$

Let  $B$  be a known nonsquare matrix ( $r < m$ ). In this case, instead of (18),

$$u_n = u_{n-1} + B^+ e_n \quad (21)$$

is chosen as the control law. The equation (21) together with (9) describes the pseudoinverse model-based controller.

The following result can be shown to be valid.

**Theorem 2** [20]. *The controller (21), (9) applied to (17) leads to a stable closed-loop system (in the sense of Definition 1). Moreover, subject to Assumption 4, it gives that quasi-optimality property of the form (16) is ensured with the minimal  $\bar{J}$  such that*

$$\begin{aligned} \limsup_{n \rightarrow \infty} \|u_n - u^e\|_2 &\leq \|I_r - B^+ B\|_2 \|u_0 - u^e\|_2 + \|B^+\|_2 \varepsilon < \infty, \\ \limsup_{n \rightarrow \infty} \|e_n\|_2 &\leq \|I_m - BB^+\|_2 (\|y^*\|_2 + \varepsilon) + 2\varepsilon < \infty. \end{aligned} \quad (22)$$

**Remark 1.** Note that if  $r=m$  and  $\det B \neq 0$  yielding  $B^+ = B^{-1}$ , then the inequalities (22) finally leads to (20), respectively.

**Regulation in the presence of parameter uncertainty.** Consider the steady-state model of the plant given in the form (17) with an arbitrary nonzero matrix  $B = (b^{(ij)})$ . Assume that  $b^{(ij)}$ s are unknown but the bounds,  $b_{\min}^{(ij)}$ ,  $b_{\max}^{(ij)}$  of the intervals

$$b_{\min}^{(ij)} \leq b^{(ij)} \leq b_{\max}^{(ij)} \quad (i = 1, \dots, m; j = 1, \dots, r) \quad (23)$$

to which they belong are known. Additionally, let

$$0 < b_{\min}^{(ij)} b_{\max}^{(ij)} < \infty. \quad (24)$$

Denote by  $\Xi$  the set of possible  $\hat{B}$ s whose elements,  $\hat{b}^{(ij)}$  satisfy  $\hat{b}^{(ij)} \in [b_{\min}^{(ij)}, b_{\max}^{(ij)}]$ . This means that

$$\Xi = \{(b^{(ij)}): b_{\min}^{(ij)} \leq \hat{b}^{(ij)} \leq b_{\max}^{(ij)} \quad i = 1, \dots, m, j = 1, \dots, r\}. \quad (25)$$

Further, choose a matrix  $B_0$  from the set  $\Xi$  provided  $\det B_0 = 0$  if this set contains at least one singular matrix  $\hat{B}$ . Thus,

$$b_{\min}^{(ij)} \leq b_0^{(ij)} \leq b_{\max}^{(ij)} \quad (i = 1, \dots, m; j = 1, \dots, r)$$

has to be met.

The sufficient condition guaranteeing the boundedness of  $\{y_n\}$  and  $\{u_n\}$  is established in the following theorem.

**Theorem 3.** Consider the feedback system (17), (8), (9). Let the requirements (23), (24) hold and the requirements on the choice of  $B_0$  above mentioned be met. Assume that the equilibrium state of the feedback system (17), (8), (9) defined by the pair  $(u^e, y^e)$  which is the solution of the equation

$$B_0^+ B u^e = B_0^+ y^*$$

together with  $y^e = B u^e$  exists. Introduce the matrix  $\Delta = B_0 - B$ . If the condition

$$q < 1 \quad (26)$$

with

$$q = \max_{\Delta(B_0 - \Delta) \in \Xi} \|B_0^+ \Delta\| \quad (27)$$

is satisfied, then the closed-loop control system containing the plant (17) and the pseudoinverse model-based controller

$$u_n = u_{n-1} + B_0^+ (y^* - y_n) \quad (28)$$

will be the robust BIBS stable. Moreover, subject to Assumption 3, this controller makes it possible to achieve

$$\limsup_{n \rightarrow \infty} \|u_n - u^e\|_2 \leq (1 - q)^{-1} \|I_r - B_0^+ B_0\|_2 \|u_0 - u^e\|_2 + \varepsilon (1 - q)^{-1} \|B_0^+\|_2 < \infty, \quad (29)$$

$$\limsup_{n \rightarrow \infty} \|e_n\|_2 \leq \|I_m - B_0 B_0^+\|_2 [\|e_0\|_2 + 2\varepsilon] + 2\varepsilon (1 - q)^{-1} < \infty.$$

Proof. Due to space limitation, details are omitted.  $\square$

By virtue of (12), (13), the condition (26) together with the expression (27) guarantee the boundedness of  $\{y_n\}$  and  $\{u_n\}$  as  $n \rightarrow \infty$  (according to (29)). Note that this condition can simply be verified by setting  $q = \max_{\Delta(B_0 - \Delta) \in \Xi} \|B_0^+ \Delta\|_1$  and by using the linear programming technique ( $\|P\|_1$  denotes here the 1-norm of arbitrary matrix  $P$ ; the definition of  $\|P\|_1$  can be found in [23]).

**A numerical example and simulation.** To illustrate the robust stability properties derived from Theorem 3, a numerical example was considered setting  $r = m = 2$  and  $\Xi = \{b^{(ij)} : 0.4 \leq b^{(11)} \leq 1.4, -1.2 \leq b^{(12)} \leq -0.5, 0.8 \leq b^{(21)} \leq 2.8, -2.7 \leq b^{(22)} \leq -0.7\}$ . Such set was chosen to ensure the singularity of some  $\hat{B}$ s belonging to  $\Xi$ . In this example,

$$B_0 = \begin{pmatrix} 0.9 & -0.85 \\ 1.8 & -1.70 \end{pmatrix}$$

was put. Such a choice of  $B_0$  gives  $B_0 \in \Xi$  and  $\det B_0 = 0$ . Using the formula (7),

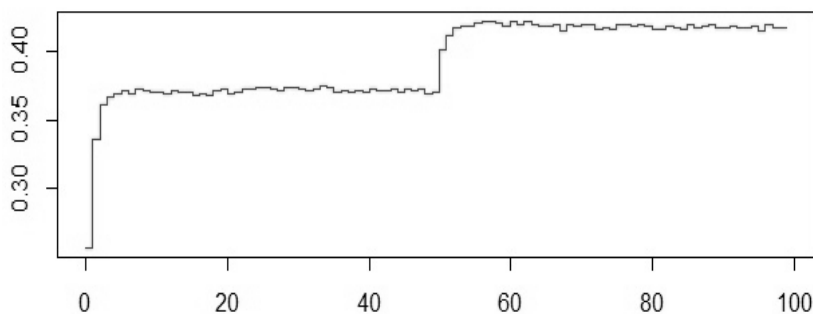
$$B_0^+ = \begin{pmatrix} 72/613 & 144/613 \\ -68/613 & -136/613 \end{pmatrix}$$

was found. By exploiting the linear programming technique, it was established that  $q = \max_{\Delta(B_0 - \Delta) \in \Xi} \|B_0^+ \Delta\|_1 \approx 0.572 < 1$ . Thus, requirement (26) together with (27) will be satisfied.

Next, taking  $b^{(11)} = 0.878$ ,  $b^{(12)} = -0.864$ ,  $b^{(21)} = 1.082$ ,  $b^{(22)} = -1.096$  under which  $B = (b^{(ij)})$  will satisfy  $B \in \Xi$ , a simulation experiment with the closed-loop control system described by (17), (8), (9) was conducted. In this experiment,  $d_n^{(1)}$ ,  $d_n^{(2)}$  were simulated as the pseudo-random variables within  $[-0.07, 0.07]$ . The components of  $y^*$  were chosen as follows:

$$y^{*(1)} = \begin{cases} 0.4 & \text{if } 0 \leq n \leq 50, \\ 0.2 & \text{if } 50 < n \leq 100 \end{cases} \quad \text{and} \quad y^{*(2)} = \begin{cases} 0.6 & \text{if } 0 \leq n \leq 50, \\ 0.8 & \text{if } 50 < n \leq 100. \end{cases}$$

Results of the simulation experiment are depicted in Figs. 2 and 3.



**Fig. 2.** The norm of control input vector

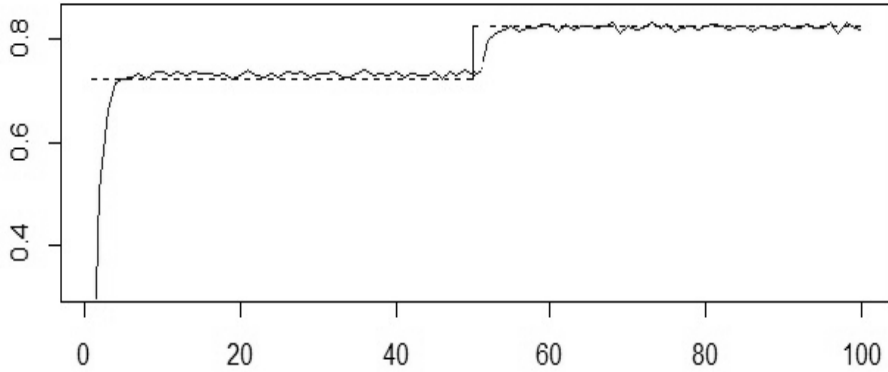


Fig. 3. The norms of output vector (solid line) and of set-point vector (dashed line)

We observe that system behavior is successful while  $B$  and  $B_0$  are different.

### REGULATION OF UNKNOWN NONLINEAR SYSTEM

**Case 1.** Now, consider the nonlinear interconnected system described by (4). Recalling Assumption 1 and denoting  $b^{(ij)}(u) := \partial \varphi^{(i)}(u) / \partial u^{(j)}$ , introduce the matrix

$$B(u) = \begin{pmatrix} b^{(11)}(u) & \dots & b^{(1r)}(u) \\ \vdots & & \vdots \\ b^{(m1)}(u) & \dots & b^{(mr)}(u) \end{pmatrix} \quad (30)$$

which represents the  $m \times r$  Jacobian matrix whose elements  $b^{(ij)}(u)$  play a role of some “dynamical” gains from the  $j$ th input,  $u^{(j)}$  to the  $i$ th output,  $y^{(i)}$  for each fixed  $u \in \mathbf{R}^r$ . Next, the following two additional assumptions regarding the nonlinearity  $\varphi(u)$  will be required.

**Assumption 5.**  $b^{(ij)}(u)$ s in (30) do not change its sign and remain uniformly bounded for all  $u$  from  $\mathbf{R}^r$  according to (24) and to

$$b_{\min}^{(ij)} \leq b^{(ij)}(u) \leq b_{\max}^{(ij)}, \quad (i = 1, \dots, m; j = 1, \dots, r). \quad (31)$$

**Assumption 6.** In case 1 to be studied,  $\Xi$  represents the set of matrices having the full rank:  $\text{rank } \tilde{B} = r$ .

Under these assumptions we first choose a  $B_0 \in \Xi$  and design again the pseudoinverse model-based controller of the form (28). The asymptotic properties of this controller are formulated in the theorem below.

**Theorem 4** [19]. Consider the feedback control system described by (4), (28). Let the equilibrium state defined by

$$B_0^+ \varphi(u^e) = B_0^+ y^*, \quad y^e = \varphi(u^e)$$

exist. Suppose that Assumptions 1 and 3 to 6 are valid. Then this system will be robust BIBS stable for any nonlinearity  $\varphi(u)$  satisfying (31) together with (24) if the requirement (26) in which

$$q = \max_{1 \leq k \leq r} \max_{\delta^{(ij)} \in [\underline{\delta}^{(ij)}, \bar{\delta}^{(ij)}]} \left| \sum_{i=1}^r \sum_{j=1}^m \beta_0^{(kj)} \delta^{(ji)} \right|, \quad (32)$$

where  $\underline{\delta}^{(ij)} = b_{\min}^{(ij)} - b_0^{(ij)}$ ,  $\bar{\delta}^{(ij)} = b_{\max}^{(ij)} - b_0^{(ij)}$  is met. Furthermore,

$$\limsup_{n \rightarrow \infty} \|u_n\|_{\infty} \leq (1-q)^{-1} \|B_0^+\|_1 \max\{\varepsilon_1, \dots, \varepsilon_m\}$$

will take place, where  $\|x\|_{\infty}$  denotes the  $\infty$ -norm of a vector  $x$ .

As in the linear case before studied, the condition (26) but with  $q$  given by (32) can be verified via the linear programming tool.

**Case 2.** In this case, instead of Assumptions 1, 5 and 6, another assumption with respect to  $\varphi(u)$  is introduced.

**Assumption 7.** The nonlinearity  $\varphi(u)$  can be represented as the sum

$$\varphi(u) = Bu + g(u), \quad (33)$$

in which  $B = (b^{(ij)})$  is a numerical  $m \times r$  matrix and  $g(u)$  is a nonlinear vector-valued function satisfying

$$\sup_{u \in \mathbf{R}^r} \|g(u)\| \leq C < \infty \quad (34)$$

with some  $C$ .

Due to the expression (33) given in Assumption 7, the system equation becomes

$$y_n = Bu_{n-1} + g(u_{n-1}) + d_{n-1}. \quad (35)$$

As in the linear case with unknown  $B$ , it is assumed that  $B \in \Xi$ , where  $\Xi$  is given by (25). Similarity to this case, we choose  $B_0 \in \Xi$  so that  $\det B_0 = 0$  if  $r=m$  and there is at least a singular matrix  $\tilde{B} \in \Xi$ . Next, the pseudoinverse model-based controller of the form (28) is designed to regulate the plant (35).

The following theorem establishes stability results of the closed-loop system (35), (28).

**Theorem 5.** Under the conditions of Theorem 3 added by Assumption 7, the closed-loop system containing the controller (28) and the plant (35) will be robust BIBS stable.

*Proof.* Proceeds along the lines of the proof of Theorem 3 after replacing  $\sup_{0 \leq n < \infty} \|d_n\| < \infty$  by  $\sup_{0 \leq n < \infty} \|d_n\| + C < \infty$ .  $\square$

**Remark 2.** In contrast with [19], it is not required that  $\varphi^{(1)}(u), \dots, \varphi^{(m)}(u)$  in (2) to be smooth functions of  $u$ .

**Remark 3.** Note that  $g(u)$  may not be the Lipchitz function, i.e.,

$$\|g(u') - g(u'')\| \leq L \|u' - u''\| \quad \forall u', u'' \in \mathbf{R}^r \quad (0 < L < \infty)$$

is not necessary. However, due to (34) it has to be bounded as  $\|u\| \rightarrow \infty$ .

**Comment.** Contrary to the case 1, the set  $\Xi$  may contain singular  $\hat{B}$ s and it is essential.

## CONCLUSION

In this paper, the main effort has been focused on analyzing the asymptotic properties of the closed-loop systems containing the pseudoinverse model-based controllers. We have established that the pseudoinverse model-based concept can be used as a unified concept to deal with the steady-state regulation of the linear interconnected discrete-time systems and of some classes of nonlinear interconnected systems with possible uncertainties in the presence of arbitrary unmeasured but bounded disturbances. In the framework of this concept, new theoretical results related to the asymptotic behavior of these systems have been presented.

## REFERENCES

1. Davison E. The output control of linear time-invariant multivariable systems with unmeasurable arbitrary disturbances. *IEEE Trans. Autom. Contr.*, 1972, vol. AC-17, no. 5, pp. 621–631.
2. Liu C., Peng H. Inverse-dynamics based state and disturbance observers for linear time-invariant systems. *ASME J. Dyn Syst., Meas. and Control*, 2002, vol. 124, no. 5, pp. 376–381.
3. Lyubchik L. M. Disturbance rejection in linear discrete Multivariable systems: inverse model approach. *Prep. 18th IFAC World Congress*, Milano, Italy, 2011, pp. 7921–7926.
4. Skogestad S., Postlethwaite I. *Multivariable Feedback Control*. UK, Chichester: Wiley, 1996.
5. Freudenberg J. and Middleton R. Properties of single input, two output feedback systems. *Int. J. Control*, 1999, vol. 72, no. 16, pp. 1446–1465.
6. Francis B., Wonham W. The internal model principle of control theory. *Automatica*, 1976, vol. 12, no. 5, pp. 457–465.
7. Brockett R. W. The invertibility of dynamic systems with application to control. *Ph. D. Dissertation*, Case Inst. of Technology, Cleveland, Ohio, 1963.
8. Sain M. K., Massey J. L. Invertibility of linear time-invariant dynamical systems. *IEEE Trans. Autom. Contr.*, 1969, vol. AC-14, no. 2, pp. 141–149, Apr. 1969.
9. Silverman L. M. Inversion of multivariable linear systems. *IEEE Trans. Autom. Contr.*, 1969, vol. AC-14, no. 3, pp. 270–276.
10. Lovass-Nagy V., Miller J. R., Powers L. D. On the application of matrix generalized inversion to the construction of inverse systems. *Int. J. Control*, 1976, vol. 24, no. 5, pp. 733–739.
11. Seraji H. Minimal inversion, command tracking and disturbance decoupling in multivariable systems. *Int. J. Control*, 1989, vol. 49, no. 6, pp. 2093–2191.
12. Marro G., Prattichizzo D., Zattoni E. Convolution profiles for right-inversion of multivariable non-minimum phase discrete-time systems. *Automatica*, 2002, vol. 38, no. 10, pp. 1695–1703.
13. Pukhov G. E., Zhuk K. D. *Synthesis of Interconnected Control Systems via Inverse Op-*



- erator Method*. Kiev: Nauk. dumka, 1966 (in Russian).
14. Lee T., Adams G., Gaines W. *Computer Process Control: Modeling and Optimization*. New York: Wiley, 1968.
  15. Skurikhin V. I., Procenko N. M., Zhiteckii L. S. Multiple-connected systems of technological processes control with table of objects. *Proc. IFAC Third Multivariable Tech. Systems Symp.*, Manchester, U.K., 1974, pp. S 35-1 – S 35-4.
  16. Katkovnik V. Ya., Pervozvansky A. A. Methods for the search of extremum and the synthesis problems of multivariable control systems. *Adaptivnye Avtomaticheskie Sistemy*, Moscow: Sov. Radio, pp. 17–42, 1973 (in Russian).
  17. Skogestad S., Morari M., Doyle J. Robust control of ill-conditioned plants: high purity distillation. *IEEE Trans. Autom. Contr.*, 1988, vol. 33, no. 12, pp. 1092–1105.
  18. Skurikhin V. I., Zhiteckii L. S., Solovchuk K. Yu. Control of interconnected plants with singular and ill-conditioned transfer matrices based on pseudo-inverse operator method. *Upravlyayushchye sistemy i mashiny*, 2013, no. 3, pp. 14–20, 29 (in Russian).
  19. Zhiteckii L. S., Azarskov V. N., Solovchuk K. Yu., Sushchenko O. A. Discrete-time robust steady-state control of nonlinear multivariable systems: a unified approach. *Proc. 19th IFAC World Congress*, Cape Town, South Africa, 2014, pp. 8140–8145.
  20. Skurikhin V. I., Gritsenko V. I., Zhiteckii L. S., Solovchuk K. Yu. Generalized inverse operator method in the problem of optimal controlling linear interconnected static plants. *Dopovidi NAN Ukrainy*, no. 8, pp. 57–66, 2014 (in Russian).
  21. Albert A. *Regression and the Moore-Penrose Pseudoinverse*. New York: Academic Press, 1972.
  22. Zhiteckii L. S., Skurikhin V. I. *Adaptive Control Systems with Parametric and Non-parametric Uncertainties*. Kiev: Nauk. dumka, 2010 (in Russian).
  23. Lancaster P., Tismenetsky M. *The Theory of Matrices: 2nd ed. With Applications*. N.Y.: Academic Press, 1985.

Received 17.02.2017

## ЛИТЕРАТУРА

1. Davison E. The output control of linear time-invariant multivariable systems with unmeasurable arbitrary disturbances. *IEEE Trans. Autom. Contr.*, 1972, vol. AC-17, no. 5, pp. 621–631.
  2. Liu C., Peng H. Inverse-dynamics based state and disturbance observers for linear time-invariant systems. *ASME J. Dyn Syst., Meas. and Control*, 2002, vol. 124, no. 5, pp. 376–381.
  3. Lyubchik L. M. Disturbance rejection in linear discrete Multivariable systems: inverse model approach. *Prep. 18th IFAC World Congress*, Milano, Italy, 2011, pp. 7921–7926.
  4. Skogestad S., Postlethwaite I. *Multivariable Feedback Control*. UK, Chichester: Wiley, 1996.
  5. Freudenberg J. and Middleton R. Properties of single input, two output feedback systems. *Int. J. Control*, 1999, vol. 72, no. 16, pp. 1446–1465.
  6. Francis B., Wonham W. The internal model principle of control theory. *Automatica*, 1976, vol. 12, no. 5, pp. 457–465.
  7. Brockett R. W. The invertibility of dynamic systems with application to control. *Ph. D. Dissertation*, Case Inst. of Technology, Cleveland, Ohio, 1963.
  8. Sain M. K., Massey J. L. Invertibility of linear time-invariant dynamical systems. *IEEE Trans. Autom. Contr.*, 1969, vol. AC-14, no. 2, pp. 141–149, Apr. 1969.
  9. Silverman L. M. Inversion of multivariable linear systems. *IEEE Trans. Autom. Contr.*, 1969, vol. AC-14, no. 3, pp. 270–276.
  10. Lovass-Nagy V., Miller J. R., Powers L. D. On the application of matrix generalized inversion to the construction of inverse systems. *Int. J. Control*, 1976, vol. 24, no. 5, pp. 733–739.
  11. Seraji H. Minimal inversion, command tracking and disturbance decoupling in multivariable systems. *Int. J. Control*, 1989, vol. 49, no. 6, pp. 2093–2191.
  12. Marro G., Prattichizzo D., Zattoni E. Convolution profiles for right-inversion of multi-
- ISSN 2519-2205 (Online), ISSN 0454-9910 (Print). Киб. и выч. техн. 2017. № 3 (189)

- variable non-minimum phase discrete-time systems. *Automatica*, 2002, vol. 38, no. 10, pp. 1695–1703.
13. Pukhov G. E., Zhuk K. D. *Synthesis of Interconnected Control Systems via Inverse Operator Method*. Kiev: Nauk. dumka, 1966 (in Russian).
  14. Lee T., Adams G., Gaines W. *Computer Process Control: Modeling and Optimization*. New York: Wiley, 1968.
  15. Skurikhin V. I., Prochenko N. M., Zhiteckii L. S. Multiple-connected systems of technological processes control with table of objects. *Proc. IFAC Third Multivariable Tech. Systems Symp.*, Manchester, U.K., 1974, pp. S 35-1 – S 35-4.
  16. Katkovnik V. Ya., Pervozvansky A. A. Methods for the search of extremum and the synthesis problems of multivariable control systems. *Adaptivnye Avtomaticheskie Sistemy*, Moscow: Sov. Radio, pp. 17–42, 1973 (in Russian).
  17. Skogestad S., Morari M., Doyle J. Robust control of ill-conditioned plants: high purity distillation. *IEEE Trans. Autom. Contr.*, 1988, vol. 33, no. 12, pp. 1092–1105.
  18. Skurikhin V. I., Zhiteckii L. S., Solovchuk K. Yu. Control of interconnected plants with singular and ill-conditioned transfer matrices based on pseudo-inverse operator method. *Upravlyayushchye sistemy i mashiny*, 2013, no. 3, pp. 14–20, 29 (in Russian).
  19. Zhiteckii L. S., Azarskov V. N., Solovchuk K. Yu., Sushchenko O. A. Discrete-time robust steady-state control of nonlinear multivariable systems: a unified approach. *Proc. 19th IFAC World Congress*, Cape Town, South Africa, 2014, pp. 8140–8145.
  20. Skurikhin V. I., Gritsenko V. I., Zhiteckii L. S., Solovchuk K. Yu. Generalized inverse operator method in the problem of optimal controlling linear interconnected static plants. *Dopovidi NAN Ukrainy*, no. 8, pp. 57–66, 2014 (in Russian).
  21. Albert A. *Regression and the Moore-Penrose Pseudoinverse*. New York: Academic Press, 1972.
  22. Zhiteckii L. S., Skurikhin V. I. *Adaptive Control Systems with Parametric and Non-parametric Uncertainties*. Kiev: Nauk. dumka, 2010 (in Russian).
  23. Lancaster P., Tismenetsky M. *The Theory of Matrices: 2nd ed. With Applications*. N.Y.: Academic Press, 1985.

Получено 17.02.2017

Л.С. Житецький, канд. техн. наук,

в.о. зав. відд. інтелектуальних автоматичних систем

e-mail: leonid\_zhiteckii@i.ua

К.Ю. Соловчук, аспірантка

e-mail: solovchuk\_ok@mail.ru

Міжнародний научно-навчальний центр інформаційних технологій та систем НАН України і МОН України, пр. Академіка Глушкова, 40, м. Київ, 03187, Україна

#### ДИСКРЕТНЕ КЕРУВАННЯ УСТАЛЕНИМИ СТАНАМИ БАГАТОЗВ'ЯЗНИХ СИСТЕМ НА ОСНОВІ КОНЦЕПЦІЇ ПСЕВДООБЕРНЕННЯ

Розглянуто концепцію псевдообернення як деяку уніфіковану концепцію керування усталеними станами багатозв'язних систем за наявності невимірюваних обмежених збурень з повною і неповною інформацією про параметри лінійної номінальної моделі, по якій будується зворотний зв'язок. Припускається, що ранг матриці коефіцієнтів підсилення цієї моделі може бути довільним. Встановлено достатні умови граничної обмеженості всіх сигналів у замкнених системах керування, що реалізують запропоновану концепцію. Наведено результати моделювання.

**Ключові слова:** дискретний час, зворотний зв'язок, псевдообернення, багатозв'язні системи, оптимальність, стійкість, невизначеність.

*Л.С. Житецкий*, канд. техн. наук,

и.о. зав. отд. интеллектуальных автоматических систем

e-mail: leonid\_zhiteckii@i.ua

*К.Ю. Соловчук*, аспирантка

e-mail: solovchuk\_ok@mail.ru

Международный научно-учебный центр информационных технологий  
и систем НАН Украины и МОН Украины,

пр. Академика Глушкова, 40, г. Киев, 03187, Украина

#### ДИСКРЕТНОЕ УПРАВЛЕНИЕ УСТАНОВИВШИМИСЯ СОСТОЯНИЯМИ МНОГОСВЯЗНЫХ СИСТЕМ НА ОСНОВЕ КОНЦЕПЦИИ ПСЕВДООБРАЩЕНИЯ

Рассмотрена концепция псевдообращения как некоторая унифицированная концепция управления установившимися состояниями многосвязных систем при наличии неизменяемых ограниченных возмущений с полной и неполной информацией о параметрах линейной номинальной модели, по которой строится обратная связь. Предполагается, что ранг матрицы коэффициентов усиления этой модели может быть произвольным. Установлены достаточные условия предельной ограниченности всех сигналов в замкнутых системах управления, реализующих предлагаемую концепцию. Приведены результаты моделирования.

**Ключевые слова:** дискретное время, обратная связь, псевдообращение, многосвязные системы, оптимальность, устойчивость, неопределенность.

---

DOI: <https://doi.org/10.15407/kvt187.01.030>

УДК 004.921

**С.В. БАЛОВСЯК**, канд. фіз.-мат. наук, доцент,  
доцент кафедри комп'ютерних систем та мереж  
e-mail: s.balovsyak@chnu.edu.ua

**Х.С. ОДАЙСЬКА**, аспірант кафедри комп'ютерних систем та мереж,  
e-mail: k.odaiska@chnu.edu.ua

Чернівецький національний університет імені Юрія Федьковича,  
вул. Коцюбинського, 2, 58012, м. Чернівці, Україна

## **АВТОМАТИЧНЕ ВИЗНАЧЕННЯ РІВНЯ ГАУСОВОГО ШУМУ НА ЦИФРОВИХ ЗОБРАЖЕННЯХ МЕТОДОМ ВИДІЛЕНИХ ОБЛАСТЕЙ**

---

*Розроблено метод автоматичного визначення рівня шуму на цифрових зображеннях, а саме середнього квадратичного відхилення гаусового шуму. Рівень шуму обчислюється за середнім квадратичним відхиленням гістограми для виділеної області зображення, на якій наявний, в основному, шум. Запропонований метод програмно реалізовано в системі MATLAB. Оброблення тестових зображень з використанням запропонованого методу дало змогу отримати меншу похибку обчислення рівня шуму ніж іншими сучасними методами.*

**Ключові слова:** цифрове оброблення зображень, визначення рівня шуму, середнє квадратичне відхилення гаусового шуму, гістограма зображення.

### **ВСТУП**

На експериментальних цифрових зображеннях у більшості випадків є шум, який виникає не тільки при отриманні зображень з сенсорів, але й при їх стисненні з втратами. Рівень шуму є важливим параметром для поширених прикладних задач цифрового оброблення зображень: видалення шуму, сегментації, розпізнавання тощо. Багато сучасних алгоритмів цифрового оброблення зображень передбачають, що параметри шуму відомі, при цьому ефективність таких алгоритмів залежить від точності визначення рівня шуму. Проте при обробленні експериментальних зображень рівень шуму в більшості випадків невідомий, тому розроблення методу точного і автоматичного визначення рівня шуму на зображеннях є актуальним та важливим для практики завданням.

Найбільш поширеною моделлю шуму є адитивний білий гаусовий шум (Additive White Gaussian Noise — AWGN), оскільки багато шумів реальних зображень досить точно описуються моделлю AWGN [1, 2]. З цієї причини в

С.В. БАЛОВСЯК, Х.С. ОДАЙСЬКА, 2017

роботі будемо розглядати способи визначення рівня шуму на зображеннях в моделі AWGN, а такий шум далі будемо спрощено називати гаусовим шумом (або нормальним шумом). Гаусовий шум особливо помітний на зображеннях, отриманих при низькій освітленості. Рівень гаусового шуму (Noise Level) виражається середнім квадратичним відхиленням (СКВ) шуму  $\sigma_N$ .

Використовують декілька основних методів оцінювання рівня шуму на зображеннях:

1. Метод аналізу гістограм розподілу інтенсивності (яскравості) для виділеної області зображення, на якій в основному наявний шум. При цьому виділена область називається також областю інтересу (Region Of Interest — ROI) [3]. Рівень гаусового шуму визначається через СКВ гістограми області ROI. Перевагою методу є його простота, проте висока точність обчислення рівня шуму забезпечується тільки тоді, коли у виділеній області зображення СКВ шуму значно перевищує СКВ корисного сигналу.

2. Засновані на фільтрації методи (filter-based approaches or smoothing-based methods) [4–5], в яких зображення з шумом обробляється високочастотними та низькочастотними фільтрами. Рівень шуму обчислюється на основі фільтрованого зображення. Головна проблема цих методів в тому, що результат фільтрації залежить не тільки від шуму, але й від корисного сигналу, особливо для зображень з чіткими контурами і яскраво вираженими текстурами [6].

3. Кускові або блокові методи (patch-based approaches or block-based methods) [7], в яких на зображеннях виділяється множина однорідних блоків (областей). В межах блоків зміна яскравості зображення спричинюється в основному шумом, а рівень шуму обчислюється, наприклад, за методом головних компонент (principal component analysis — PCA). Недоліком блокових методів є залежність обчисленого рівня шуму від корисного сигналу.

4. Статистичні методи (statistical approaches) [7], засновані на фільтрації зображень і аналізі значення ексцесу для розподілу інтенсивності зображення залежно від рівня шуму. Точність методів значно залежить від частотного спектру конкретного зображення.

5. Методи, засновані на аналізі Фур'є спектрів, які враховують різницю між спектрами корисного сигналу і шуму [3]. Точність таких методів значно знижується при обробленні зображень, для яких спектри корисного сигналу і шуму подібні.

6. Методи, засновані на використанні вейвлетних перетворень (Wavelet transform) [5], які передбачають аналіз вейвлетних коефіцієнтів із певним порогом. Однією з проблем таких методів є оптимальний вибір значення порогу.

Розглянуті методи визначення рівня шуму можуть застосовуватися як до всього зображення, так і до його виділеної області ROI, на якій є в основному шум. У випадку аналізу тільки області ROI, порівняно з аналізом всього зображення, точність обчислення рівня шуму збільшується в кілька разів [4]. Особливо перспективними є автоматичні методи виділення областей ROI. Кожен з перерахованих методів має певні обмеження і недоліки, що стимулює розроблення нових методів оцінювання рівня шуму на зображеннях.

## ПОСТАНОВКА ЗАДАЧІ

Теоретичне значення рівня гаусового шуму відоме тільки для тестових зображень, шум на яких створено програмно. Вважається, що рівень шуму є однаковим для всього зображення. Оскільки коректне виділення області ROI є передумовою точного обчислення рівня шуму на зображенні, тому задача роботи передбачає розробку автоматичного і точного методу виділення області ROI. В основу методу виділення області ROI потрібно покласти низькочастотну фільтрацію зображення з ядром фільтра Гауса, оскільки в результаті такої фільтрації інтенсивність гаусового шуму зменшується більше, ніж інтенсивність корисного сигналу. Виділені області повинні містити в основному шум, тому для обчислення СКВ шуму  $\sigma_{NE}$  доцільно використати метод аналізу гістограм для розподілу інтенсивності в областях ROI, який в такому випадку забезпечує високу точність обчислення рівня шуму при відносній простоті його програмної реалізації. Таким чином, для початкового зображення  $f_n$  потрібно виділити область ROI, на якій присутній в основному шум, для цієї області обчислити гістограму  $h(z)$  розподілу яскравості  $z$  зображення, а в якості оцінки експериментального рівня шуму  $\sigma_{NE}$  використати СКВ  $\sigma_h$  гістограми  $h(z)$ .

**Мета** — розроблення методу автоматичного визначення рівня гаусового шуму на цифрових зображеннях, який використовує виділення області зображення на основі його низькочастотної фільтрації та виконує обчислення рівня шуму методом аналізу гістограми виділеної області, в програмній реалізації розробленого методу в системі MATLAB та в перевірці його точності на прикладі оброблення бази тестових зображень.

## МАТЕМАТИЧНА МОДЕЛЬ ФІЛЬТРАЦІЇ ЗОБРАЖЕНЬ З ГАУСОВИМ ШУМОМ

Теоретичне значення СКВ гаусового шуму, яке є однаковим для всіх пікселів початкового зображення  $f_n$ , позначимо  $\sigma_N$ . В результаті низькочастотної фільтрації зображення  $f_n$  з ядром фільтра Гауса отримується згладжене зображення  $g_c$ , для всіх пікселів якого СКВ шуму дорівнює  $\sigma_{NC}$ . Знаючи СКВ  $\sigma_w$  та розміри ядра фільтра Гауса, можливо встановити зв'язок між параметрами гаусового шуму  $\sigma_{NC}$  та  $\sigma_N$  і на основі такого зв'язку виділити області зображення  $f_n$ , на яких переважає гаусовий шум.

Густина розподілу ймовірності для гаусового шуму описується формулою [1]

$$p_{DF}(z) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma_N} \exp\left(-\frac{(z - z_C)^2}{2\sigma_N^2}\right), \quad (1)$$

де  $z$  — інтенсивність зображення,  $z_C$  — математичне сподівання розподілу,  $\sigma_N$  — СКВ шуму, яке у випадку AWGN є рівнем шуму. Квадрат СКВ шуму називається дисперсією  $D_N = \sigma_N^2$ .

Інтенсивність (яскравість) зображення з шумом (у відтінках сірого) за-

писується в прямокутну матрицю  $f_n = (f_n(i, k))$ , де  $i = 1, \dots, M$ ,  $k = 1, \dots, N$ ,  $M$  — висота зображення (в пікселях),  $N$  — ширина зображення [3]. Інтенсивність зображення  $f_n$  нормується в діапазоні від 0 до 1.

Просторова фільтрація [1] полягає у згортці зображення  $f_n = (f_n(i, k))$  з ядром (вікном) фільтра  $w = (w(m, n))$  розміром  $M_w \times N_w$  елементів за формулою

$$g_c(i, k) = \sum_{m=1}^{M_w} \sum_{n=1}^{N_w} f_n(i-m+m_c, k-n+n_c) \cdot w(m, n), \quad (2)$$

де  $g_c = (g_c(i, k))$  — фільтроване зображення (такого ж розміру, що й  $f_n$ );  $i = 1, \dots, M$ ,  $k = 1, \dots, N$ ;  $M_w = 2 \cdot M_{w2} + 1$  — висота ядра фільтра;  $N_w = 2 \cdot N_{w2} + 1$  — ширина ядра фільтра;  $M_{w2}$ ,  $N_{w2}$  — цілі частини від половини розмірів ядра фільтра,  $m_c = (M_{w2} + 1)$  — центр ядра фільтра за висотою;  $n_c = (N_{w2} + 1)$  — центр ядра фільтра за шириною.

Сума елементів ядра  $w$  дорівнює 1. Операція згортки зображення  $f_n$  з ядром  $w$  спрощено записується у вигляді

$$g_c = f_n * w. \quad (3)$$

Ядро фільтра  $w$  описується двовимірною функцією Гауса

$$w(m, n) = \frac{1}{\sigma_w \sqrt{2\pi}} \exp\left(-\frac{((m-m_c)^2 + (n-n_c)^2)}{2\sigma_w^2}\right), \quad (4)$$

де  $\sigma_w$  — СКВ розподілу Гауса;  $m = 1, \dots, M_w$ ,  $n = 1, \dots, N_w$ ;  $m_c$  та  $n_c$  — координати центру ядра фільтра за висотою і шириною відповідно.

Якщо на зображенні  $f_n$  присутній тільки гаусовий шум з СКВ  $\sigma_N$ , то значення кожного пікселя  $f_n(i_1, k_1)$  можна розглядати як випадкову величину з дисперсією  $D_N = \sigma_N^2$ . Дисперсію гаусового шуму для довільного пікселя зображення  $g_c(i, k)$ , отриманого в результаті згортки  $f_n$  з ядром  $w$  (розміром  $M_w \times N_w$  елементів) за формулою (2), обчислимо як дисперсію  $D_{NC}$  середнього арифметичного  $M_w \times N_w$  однаково розподілених взаємно незалежних випадкових величин  $f_n(i_1, k_1)$ , помножених на відповідні елементи ядра  $w(m, n)$ . Тому дисперсія  $D_{NC}$  зображення  $g_c$  обчислюється за формулою

$$D_{NC} = D(g_c(i, k)) = D\left(\sum_{m=1}^{M_w} \sum_{n=1}^{N_w} f_n(i_1, k_1) \cdot w(m, n)\right) = D_N \sum_{m=1}^{M_w} \sum_{n=1}^{N_w} w^2(m, n), \quad (5)$$

де  $D_N$  — дисперсія кожної з випадкових величин  $f_n(i_1, k_1)$ ,  $D_N = D(f_n(i_1, k_1))$ ;  $i_1 = i - m + m_c$ ,  $k_1 = k - n + n_c$ . У формулі (5) використані

такі властивості дисперсії: постійний множник можна винести за знак дисперсії, піднісши його до квадрату; дисперсія суми незалежних величин дорівнює сумі дисперсії складових [8].

СКВ гаусового шуму  $\sigma_{NC}$  для зображення  $g_c$  обчислимо через його дисперсію (5) за формулою

$$\sigma_{NC} = \sqrt{D_{NC}} = \sqrt{D_N} \sqrt{\sum_{m=1}^{M_w} \sum_{n=1}^{N_w} w^2(m, n)} = \sigma_N \sqrt{\sum_{m=1}^{M_w} \sum_{n=1}^{N_w} w^2(m, n)}. \quad (6)$$

Формула (6) показує зменшення СКВ гаусового шуму  $\sigma_{NC}$  в результаті згортки зображення  $f_n$  з ядром  $w$  фільтра Гауса з СКВ  $\sigma_w$  (табл. 1). Якщо всі коефіцієнти ядра  $w$  однакові і дорівнюють  $1/(M_w \times N_w)$ , формула (6) зводиться до класичного вигляду [8]:

$$\sigma_{NC} = \sigma_N \sqrt{M_w \cdot N_w \cdot \frac{1}{(M_w \cdot N_w)^2}} = \frac{\sigma_N}{\sqrt{M_w \cdot N_w}}. \quad (7)$$

Отримана формула (6) дає змогу обчислити СКВ гаусового шуму  $\sigma_{NC}$  на зображенні після згортки на основі СКВ шуму  $\sigma_N$  на зображенні до згортки. Отримана залежність  $\sigma_{NC}$  від  $\sigma_N$  вірна тільки для тих областей зображення, на яких переважає гаусовий шум. Тому залежність  $\sigma_{NC}$  від  $\sigma_N$  використана для виділення області ROI.

Таблиця 1. Значення СКВ гаусового шуму  $\sigma_{NC}$  на зображенні  $g_c$ , отриманому шляхом згортки зображення  $f_n$  ( $\sigma_N = 5\%$ ) з ядром фільтра Гауса з СКВ  $\sigma_w$

$\sigma_w$	1,00	1,25	1,50	1,75	2,00	5,00	7,00
$\sigma_{NC}, \%$	1,411	1,129	0,941	0,808	0,707	0,283	0,202

## АЛГОРИТМ ВИЗНАЧЕННЯ РІВНЯ ГАУСОВОГО ШУМУ НА ЗОБРАЖЕННЯХ

Інтенсивність початкового зображення  $f_n$  (рис. 1а) є сумою інтенсивності корисного сигналу  $f_S$  і гаусового шуму  $f_N$  з теоретичним СКВ  $\sigma_N$ . Для визначення рівня шуму на зображенні  $f_n$  потрібно максимально видалити корисний сигнал  $f_S$  і зберегти тільки шум  $f_N$  для подальшого аналізу. При видаленні корисного сигналу врахуємо той факт, що його частоти нижчі за частоти гаусового шуму, тому зображення  $g_c$  (рис. 1б), отримане при низькочастотній фільтрації зображення  $f_n$ , описує в основному корисний сигнал  $f_S$ . Фільтрація зображення  $f_n$  виконується шляхом його згортки з ядром фільтра Гауса з СКВ  $\sigma_w$  за формулою (2), в результаті чого



обчислюється згладжене зображення  $g_c$ . Якщо відняти згладжене зображення  $g_c$  від початкового  $f_n$ , то отримаємо зображення шумової складової  $f_h$  (рис. 1в), інтенсивність якого визначається в основному шумом  $f_N$

$$f_h = f_n - f_c. \quad (8)$$

На зображенні шумової складової  $f_h$  контурам і текстурам відповідає локальне збільшення амплітуди  $f_h$ , тому такі локальні області слід виключити із області ROI для зменшення похибки при обчисленні СКВ шуму  $\sigma_{NE}$ . Виявлення областей контурів і текстур передбачає просторове усереднення рівня шуму на зображенні  $f_h$ , для чого спочатку обчислюється зображення  $f_d$  (рис. 1г) як абсолютна величина  $f_h$ , а потім виконується згортка зображення  $f_d$  з ядром фільтра Гауса з СКВ  $\sigma_w$ , в результаті чого отримується усереднене зображення рівня шуму  $f_{dc}$  (рис. 1д):

$$f_{dc} = f_d * w. \quad (9)$$

Усереднення виконується саме для зображення  $f_d$  (абсолютної величини  $f_h$ ), оскільки зображення  $f_h$  знакозмінне. Піксель зображення  $f_h$  належить до області ROI тільки тоді, якщо значення відповідного пікселя  $f_{dc}$  не перевищує встановлений поріг  $T_h$  (рис. 1е). Належність пікселів зображення  $f_h$  до області ROI записується в матриці  $f_{ROI}$  і визначається за таким правилом:

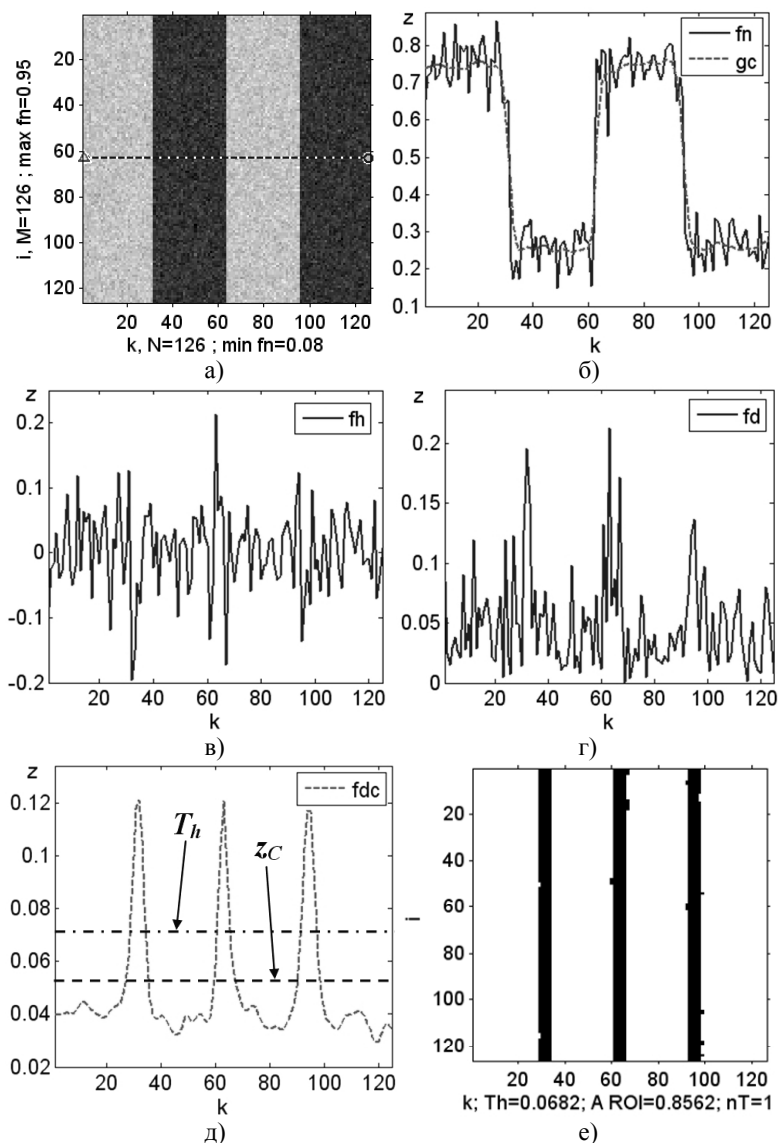
$$f_{ROI}(i, k) = \begin{cases} 1, & f_{dc}(i, k) \leq T_h \\ 0, & f_{dc}(i, k) > T_h \end{cases}, \quad (10)$$

де  $i = 1, \dots, M$ ,  $k = 1, \dots, N$ ,  $T_h$  — поріг області ROI,  $f_{dc}$  — усереднене зображення рівня шуму.

Експериментальне значення СКВ шуму  $\sigma_{NE}$  обчислюється через СКВ  $\sigma_h$  для розподілу Гауса, який описує гістограму  $h(z)$  зображення  $f_h$ . Початкове значення  $\sigma_h$  обчислюється для всього зображення  $f_h$  (рис. 1в), після обчислення області ROI значення  $\sigma_h$  обчислюється тільки з врахуванням тих пікселів  $f_h$ , які належать ROI (рис. 1е). Для зображення  $f_{ROI}$  обчислюється також відносна площа  $A_{ROI}$  пікселів, які належать ROI (рис. 1е); значення  $A_{ROI}$  не може бути меншим за мінімальну допустиму площу  $A_{ROI\_min}$ . Поріг  $T_h$ , який визначає належність пікселя зображення до ROI (10), обчислюється за формулою

$$T_h = z_C + k_{\sigma Th} \cdot \sigma_{fdc}, \quad (11)$$

де  $z_C$  — математичне сподівання  $f_{dc}$ ;  $\sigma_{fdc}$  — СКВ  $f_{dc}$ ;  $k_{\sigma Th}$  — коефіцієнт порогу.



**Рис. 1.** Приклад визначення рівня гаусового шуму на зображенні, до якого програмно додано гаусовий шум з  $\sigma_N = 5\%$  (для ітерації  $n_T = 1$ ): а) початкове зображення  $f_n$  (маркерами вказані початок і кінець профілю — рис. 1б); б) профілі початкового  $f_n$  і згладженого  $g_c$  зображень; в) профіль зображення шумової складової  $f_h$ ,  $\sigma_h = 0,0685$  — СКВ зображення  $f_h$ ; г) профіль зображення  $f_d$ ; д) профіль усередненого зображення рівня шуму  $f_{dc}$ ,  $T_h = 0,0685$  — поріг  $f_{dc}$ ,  $z_c = 0,0502$  — математичне сподівання  $f_{dc}$ ; е) зображення області ROI (чорні області не відносяться до ROI),  $\sigma_h = 0,0502$  — СКВ зображення  $f_h$  з врахуванням ROI; СКВ ядра фільтра Гауса  $\sigma_w = 1,75$

Математичне сподівання  $z_C$  зображення  $f_{dc}$ , яке отримується в результаті згортки абсолютної величини зображення  $f_h$  з ядром  $w$ , обчислюється як середнє арифметичне відхилення [9] для розподілу інтенсивності зображення  $f_h$ . Оскільки на зображенні  $f_h$  переважає гаусовий шум з СКВ  $\sigma_h$ , то

$$z_C = \sqrt{\frac{2}{\pi}} \sigma_h = 0.798 \sigma_h. \quad (12)$$

Значення  $\sigma_{fdc}$  зображення  $f_{dc}$  обчислюється за формулою (6), в якій невідоме значення СКВ шуму  $\sigma_N$  замінимо на його наближення  $\sigma_h$ :

$$\sigma_{fdc} = \sigma_h \sqrt{\sum_{m=1}^{M_w} \sum_{n=1}^{N_w} w^2(m, n)}. \quad (13)$$

Значення коефіцієнту порогу  $k_{\sigma Th}$  вибираються так, щоб для зображення  $f_{dc}$  більшість значень гаусового шуму були меншими за поріг  $T_h$  (11). За правилом  $3\sigma$  при  $k_{\sigma Th} = 3$  практично всі значення гаусового шуму ( $> 99,7\%$ ) [8] будуть меншими за поріг  $T_h$ .

СКВ шуму  $\sigma_{NE}$  (у відсотках) пропорційне до СКВ  $\sigma_h$ , тому в першому наближенні

$$\sigma_{NE} = \sigma_h \cdot 100. \quad (14)$$

Визначення рівня гаусового шуму на зображеннях методом виділених областей здійснюється за таким алгоритмом (рис. 2). Спочатку зчитується початкове зображення  $f_n$  і створюється ядро  $w$  фільтра Гауса з СКВ  $\sigma_w$ . На основі  $f_n$  отримується згладжене зображення  $g_c$  за формулою (2), обчислюються зображення шумової складової  $f_h$  за формулою (8) та її модуля  $f_d$ . Усереднене зображення рівня шуму  $f_{dc}$  обчислюється шляхом згортки зображення  $f_d$  з ядром фільтра  $w$  (9). Для зображення  $f_h$  обчислюється СКВ  $\sigma_h$  його гістограми  $h(z)$ . Далі в циклі з лічильником  $n_T$  здійснюється процес уточнення області ROI та відповідного їй СКВ  $\sigma_h$  зображення  $f_h$ . Для кожної ітерації обчислюється поріг  $T_h$  (11), який згідно формул (12) і (13) залежить від  $\sigma_h$ . На основі порогу і усередненого зображення рівня шуму  $f_{dc}$  обчислюється зображення області ROI, де функція  $\psi_1$  описується формулою (10). Значення СКВ  $\sigma_h$  обчислюється з врахуванням тільки тих пікселів  $f_h$ , які належать ROI. Якщо зміна  $\sigma_h$  для ітерації  $n_T$  відносно попереднього значення  $\sigma_h(n_T - 1)$  не перевищує константи  $\Delta_{\sigma h}$  (наприклад,  $\Delta_{\sigma h} = 0.004$ ), то процес уточнення  $\sigma_h$  завершується і результатом є останнє значення  $\sigma_{hs} = \sigma_h(n_T)$ .

Експериментальне значення СКВ шуму  $\sigma_{NE}$  обчислюється за уточненим СКВ  $\sigma_{hs}$ , де функція  $\psi_2$  описується формулою (14).

В результаті визначення рівня гаусового шуму для серії тестових зображень з низькочастотним та високочастотним корисним сигналом [10], до яких попередньо програмно додавався гаусовий шум з СКВ  $\sigma_N$ , отримано мінімальну середню квадратичну похибку обчислення експериментального СКВ шуму  $\sigma_{NE}$  (відносно  $\sigma_N$ ) за таких умов:

1. Значення СКВ для ядра фільтра Гауса  $\sigma_w = 1,75$  як при обчисленні згладженого зображення  $g_c$ , так й при згортці зображення  $f_d$  (рис. 1). Для вибраного значення  $\sigma_w$  на зображенні  $f_h$  в основному міститься шумова складова.

2. Поріг  $T_h$  області ROI обчислюється за формулою (11) для значення коефіцієнту порогу  $k_{\sigma Th} = 1,22$  і СКВ ядра фільтра Гауса  $\sigma_w = 1,75$ , тому формула (11) з врахуванням формул (12) і (13) зводиться до вигляду

$$T_h = 0.798 \sigma_h + 1.22 \cdot 0.162 \sigma_h = 0.995 \sigma_h. \quad (15)$$

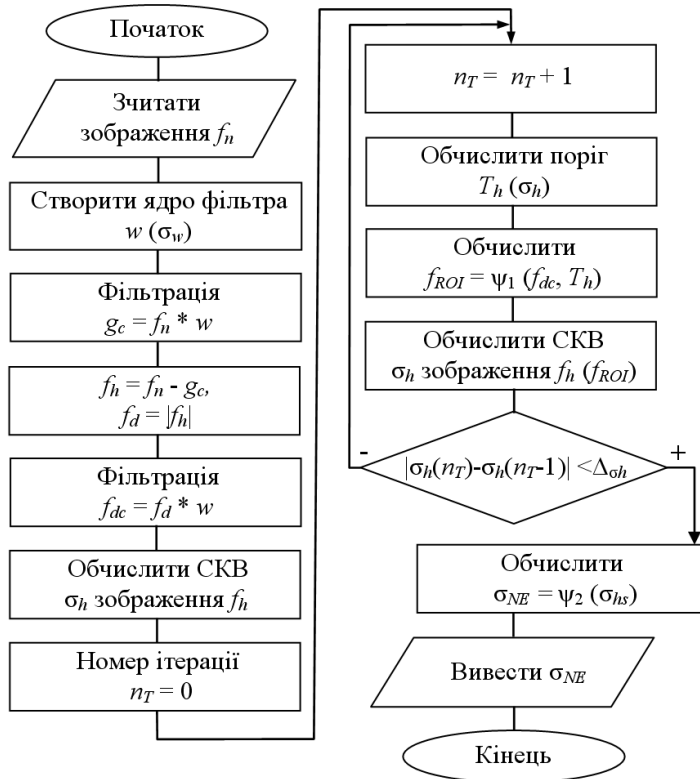
3. Експериментальне СКВ шуму  $\sigma_{NE}$  (у відсотках) обчислюється за СКВ  $\sigma_{hs}$  з використанням модифікованої формули (14):

$$\sigma_{NE} = (\sigma_{hs} \cdot 100)^{k_{\sigma h}}, \quad (16)$$

де  $k_{\sigma h} = 1,018$  — коефіцієнт нелінійності  $\sigma_{hs}$ .

Коефіцієнт  $k_{\sigma h}$  враховує той факт, що при вибраному  $\sigma_w$  (СКВ ядра фільтра Гауса) на зображенні  $f_h$  міститься не вся шумова складова, а це призводить до зменшення  $\sigma_{hs}$ .

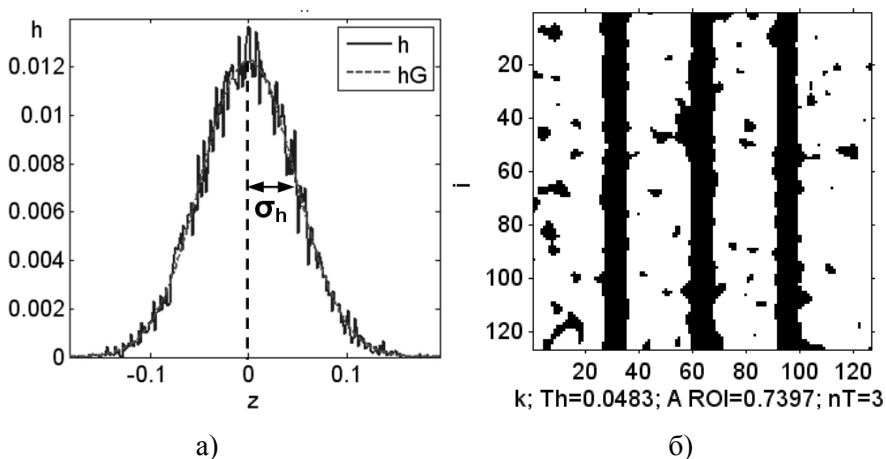
З урахуванням вищенаведених умов за алгоритмом (рис. 2) проведено визначення рівня гаусового шуму на зображенні  $f_n$  (рис. 1а), в результаті чого отримано уточнене зображення області ROI, а також відповідні їй значення  $\sigma_{hs}$  та  $\sigma_{NE}$  (рис. 3, табл. 2). Обчислене значення рівня шуму  $\sigma_{NE}$  близьке до теоретичного  $\sigma_N$  (різниця складає 0,08 %).



**Рис. 2.** Схема алгоритму визначення рівня гаусового шуму на зображенні методом виділених областей.

**Таблиця 2.** Послідовність визначення експериментального рівня гаусового шуму  $\sigma_{NE}$  на зображенні (рис. 1а) з  $\sigma_N = 5\%$ ;  $n_T$  — номер ітерації,  $\sigma_h$  — СКВ зображення  $f_h$ ,  $T_h$  — поріг області ROI;  $\sigma_{NE} = 4,92\%$

$n_T$	0 (аналізується все зображення $f_h$ )	1	2	3
$\sigma_h$	0,0685	0,0502	0,0486	0,0479
$T_h$	-	0,0682	0,0499	0,0483



**Рис. 3.** Приклад визначення експериментального рівня гаусового шуму  $\sigma_{NE}$  на зображенні (рис. 1а) з  $\sigma_N = 5\%$  (для останньої ітерації  $n_T = 3$ ): а) гістограма  $h(z)$  зображення шумової складової  $f_h$  (з врахуванням ROI),  $\sigma_h = 0,0479$ ,  $h_G$  — розподіл Гауса, який описує гістограму  $h(z)$ ; б) зображення області ROI;  $\sigma_{NE} = 4,92\%$

### МОДИФІКАЦІЯ АЛГОРИТМУ ВИЗНАЧЕННЯ РІВНЯ ГАУСОВОГО ШУМУ НА ЗОБРАЖЕННЯХ

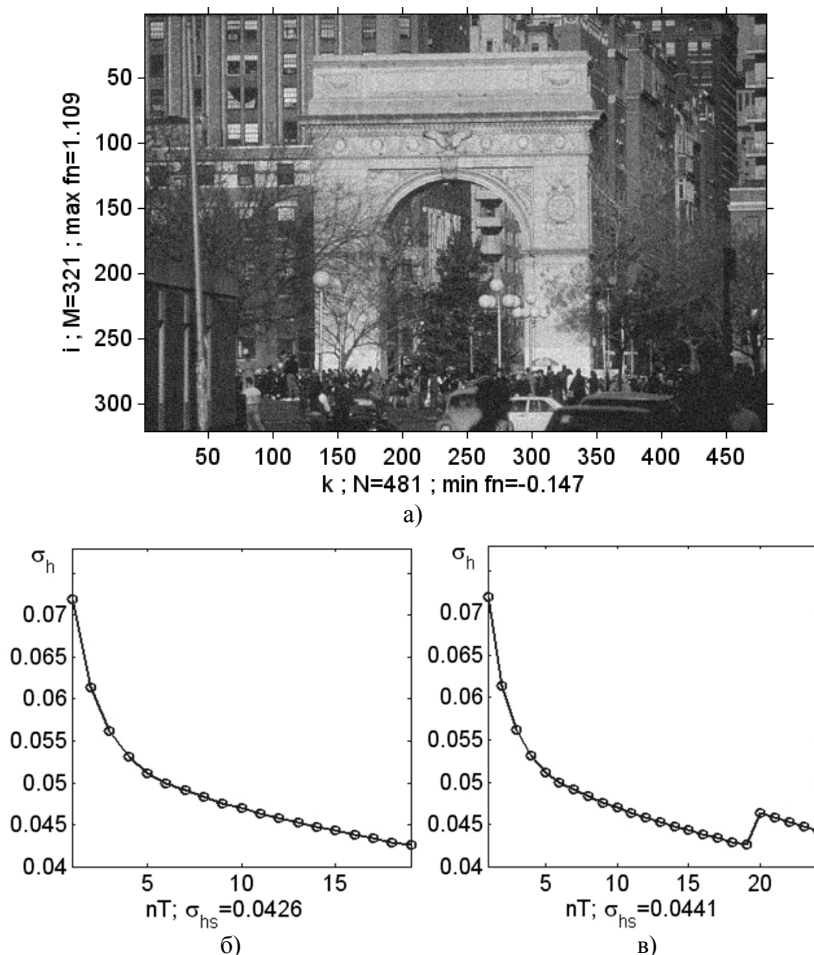
Розроблений алгоритм забезпечує високу точність обчислення рівня шуму для більшості зображень, проте для зображень з певним типом текстур (рис. 4а) він дає занижені значення  $\sigma_{NE}$  (рис. 4б). Тому з метою підвищення точності обчислення  $\sigma_{NE}$  проведено модифікацію алгоритму, в результаті якої СКВ  $\sigma_h$  зображення  $f_h$  обчислюється у два етапи. На першому етапі  $\sigma_h$  обчислюється у звичайному режимі, а на другому етапі — для зміненого значення мінімальної допустимої площі  $A_{ROI\_min}$  області ROI, яке обчислюється за допомогою лінійних обмежених функцій на основі  $\sigma_h$ :

$$A_{ROI\_min} = \begin{cases} A_{R3}, \sigma_h > \sigma_{hs3} \\ A_{R2} + (\sigma_h - \sigma_{hs2}) \frac{A_{R3} - A_{R2}}{\sigma_{hs3} - \sigma_{hs2}}, \sigma_{hs2} \leq \sigma_h \leq \sigma_{hs3} \\ A_{R1} + (\sigma_h - \sigma_{hs1}) \frac{A_{R2} - A_{R1}}{\sigma_{hs2} - \sigma_{hs1}}, \sigma_{hs1} \leq \sigma_h < \sigma_{hs2} \\ A_{R1}, \sigma_h < \sigma_{hs1} \end{cases}, \quad (17)$$

де  $A_{R1} = 0,010$ ,  $A_{R2} = 0,175$ ,  $A_{R3} = 0,300$ ,  $\sigma_{hs1} = 0,035$ ,  $\sigma_{hs2} = 0,045$ ,  $\sigma_{hs3} = 0,075$ .

Уточнення значення  $A_{ROI\_min}$  дозволяє при більших значеннях  $\sigma_h$ , обчислених у першому етапі, збільшувати  $A_{ROI\_min}$  для другого етапу, що приводить до підвищення точності обчислення результуючого  $\sigma_{hs}$

(рис. 4в). Дана емпірична формула (17) враховує той факт, що при збільшенні рівня шуму відносна площа області ROI на зображенні збільшується [4]. В результаті модифікації алгоритму корінь середньої квадратичної помилки обчислення  $\sigma_{NE}$  зменшено на  $\approx 0,1\%$ .



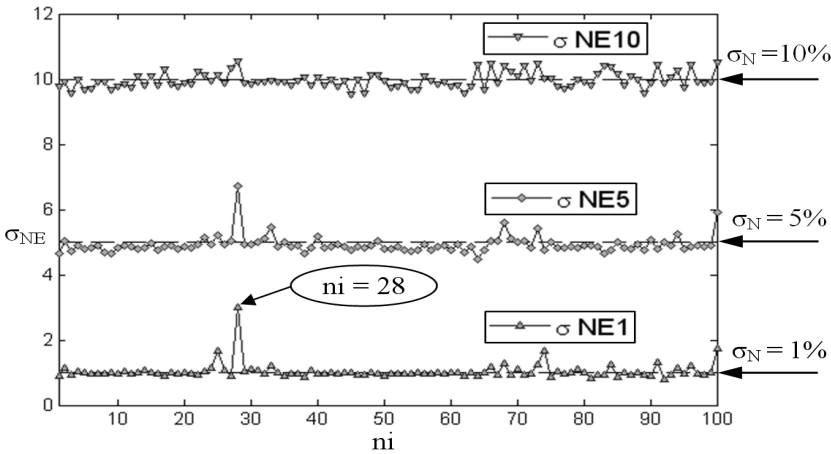
**Рис. 4.** Приклад визначення експериментального рівня гаусового шуму  $\sigma_{NE}$  на зображенні з текстурами «148089» [11, 12] ( $\sigma_N = 5\%$ ): а) початкове зображення  $f_n$ ; б) графік ітераційного уточнення  $\sigma_h(n_T)$  для початкового алгоритму (рис. 2);  $\sigma_{NE} = 4,37\%$ ; в) графік  $\sigma_h(n_T)$  для модифікованого алгоритму;  $\sigma_{NE} = 4,53\%$ , сходи́нка на графіку означає початок 2 етапу (для  $n_T = 20$ )

## ТЕСТУВАННЯ РОЗРОБЛЕНОГО МЕТОДУ ВИЗНАЧЕННЯ РІВНЯ ГАУСОВОГО ШУМУ НА ЗОБРАЖЕННІ

Перевірку точності розробленого методу визначення рівня гаусового шуму на зображенні, заснованому на виділенні та аналізі області ROI, проведено під час обчислення експериментального СКВ  $\sigma_{NE}$  гаусового шуму для серії зображень (рис. 5). Виконано порівняння результатів визначення ек-

периментального СКВ  $\sigma_{NE}$  (%) гаусового шуму статистичним методом [7], методом PCAP (методом головних компонент з селективними областями, PCA with selected patches) [4] та запропонованим методом (рис. 5) для тестової множини (100 зображень) бази BSDS300 [11, 12], до яких програмно додано гаусовий шум з СКВ  $\sigma_N$  (табл. 3).

Для більшості зображень, які не містять яскраво виражених текстур, обчислені запропонованим методом значення СКВ  $\sigma_{NE}$  практично не відрізняються від теоретичних  $\sigma_N$  (рис. 5). Найбільша похибка обчислення  $\sigma_{NE}$  отримана для зображення «86016.jpg» з номером 28 (рис. 5), оскільки майже всю його площу займають текстури, подібні до шуму (рис. 6).



**Рис. 5.** Результати визначення експериментального СКВ  $\sigma_{NE}$  гаусового шуму запропонованим методом для тестової множини (100 зображень) бази BSDS300 [11, 12], до яких програмно додано гаусовий шум з СКВ  $\sigma_N$  (1%, 5% та 10%);  $n_i$  — номер зображення в базі;  $\sigma_{NE1}$ ,  $\sigma_{NE5}$ ,  $\sigma_{NE10}$  — експериментальні значення СКВ шуму для  $\sigma_N = 1\%$ ,  $5\%$  та  $10\%$

**Таблиця 3.** Порівняння результатів визначення СКВ  $\sigma_{NE}$  (%) гаусового шуму різними методами;  $\sigma_{NEA}$  — середнє значення  $\sigma_{NE}$ ;  $R_{MSE}$  — корінь середньої квадратичної помилки між значеннями  $\sigma_{NE}$  та  $\sigma_N$

$\sigma_N, \%$	Статистичний метод		PCAP		Запропонований метод	
	$\sigma_{NEA}$	$R_{MSE}$	$\sigma_{NEA}$	$R_{MSE}$	$\sigma_{NEA}$	$R_{MSE}$
1	2,151	2,011	1,068	0,304	1,034	0,253
5	4,994	1,445	5,022	0,263	4,921	0,277
10	9,737	1,61	10,052	0,264	9,956	0,240
1..10		1,705		0,278		0,257



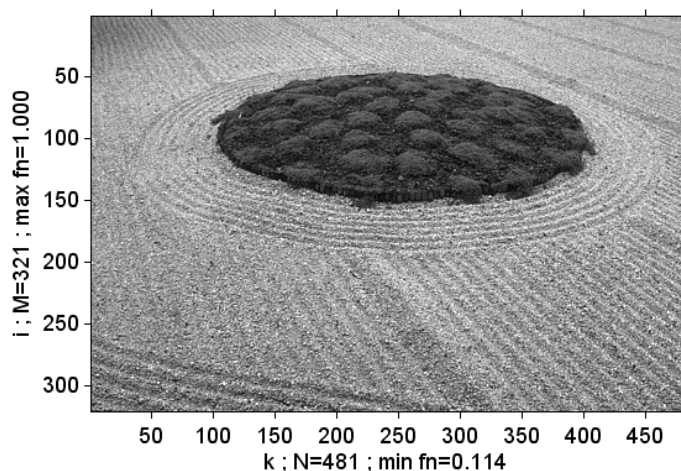


Рис. 6. Зображення «86016» [11, 12] з яскраво вираженими текстурами

Результати визначення експериментального СКВ  $\sigma_{NE}$  гаусового шуму для тестової множини (100 зображень) бази BSDS300 [11, 12] (табл. 3) показують, що похибка  $R_{MSE}$  запропонованого методу на порядок менша за похибку статистичного методу і у більшості випадків менша за похибку методу PCAP. Запропонований метод також показав високу збіжність — для виділення області ROI потрібно в середньому 6 ітерацій.

## ВИСНОВКИ

Розроблений метод автоматичного визначення рівня шуму на цифрових зображеннях, а саме СКВ  $\sigma_{NE}$  гаусового шуму, полягає у виділенні області ROI, на якій присутній в основному шум, в обчисленні гістограми виділеної області, СКВ  $\sigma_h$  гістограми та в розрахунку рівня шуму  $\sigma_{NE}$  на основі значення  $\sigma_h$ .

Побудована математична модель фільтрації зображень з гаусовим шумом, яка базується на низькочастотній фільтрації зображень, дозволяє виділити області ROI, на яких переважає гаусовий шум.

Проведено модифікацію алгоритму визначення рівня гаусового шуму на зображеннях, яка полягає в уточненні значення мінімальної допустимої площі області ROI, що зменшує корінь середньої квадратичної помилки обчислення рівня шуму  $\sigma_{NE}$  на  $\approx 0,1$  %.

Запропонований метод програмно реалізовано в системі MATLAB. Точність методу перевірено під час оброблення множини 100 тестових зображень, при цьому корінь середньої квадратичної помилки обчислення  $\sigma_{NE}$  дорівнює 0,257 %.

Запропонований алгоритм використовує простий метод аналізу гістограми для розподілу яскравості зображення в області ROI, але за рахунок точного виділення області ROI забезпечує меншу похибку обчислення  $\sigma_{NE}$ , ніж найточніші сучасні методи, зокрема PCAP.

## ЛІТЕРАТУРА

1. Гонсалес Р., Вудс Р. Цифровая обработка изображений. М. : Техносфера, 2005. 1072 с.
2. Bovik A.L. The Essential Guide to Image Processing . Elsevier Inc., 2009. 853 p.
3. Гонсалес Р., Вудс Р., Эддинс С. Цифровая обработка изображений в среде MATLAB. М. : Техносфера, 2006. 616 с.
4. Liu X., Tanaka M., Okutomi M. Single-Image Noise Level Estimation for Blind Denoising. *IEEE Transactions on Image Processing*. 2013. Vol. 22, No. 12. P. 5226–5237.
5. Pyatykh S., Hesser J., Zheng L. Image noise level estimation by principal component analysis. *IEEE Transaction on Image Processing*. 2013. Vol. 22, No. 2. P.687–699.
6. Гольцев А.Д., Гриценко В.И. Алгоритм последовательного определения характерных признаков однородных текстурных областей для задачи сегментации изображений. *Кибернетика и вычислительная техника*. 2013. Вып. 173. С. 25–35.
7. Zoran D., Weiss Y. Scale invariance and noise in natural images. *Proc. IEEE 12<sup>th</sup> Int. Conf. Comput. Vis.*, Sep./ Oct. 2009. P. 2209–2216.
8. Гмурман В.Е. Теория вероятностей и математическая статистика : Учеб. пособие для вузов. М. : Высш. шк., 2003. 479 с.
9. Корн Г., Корн Т. Справочник по математике. Для научных работников и инженеров. М.: Наука, 1974. 832 с.
10. Image Processing Place. Image Databases. URL : [http://www.imageprocessingplace.com/root\\_files\\_V3/image\\_databases.htm](http://www.imageprocessingplace.com/root_files_V3/image_databases.htm).
11. Fowlkes C., Martin D., Malik J. Local Figure/Ground Cues are Valid for Natural Images. *Journal of Vision*. 2007. Vol. 7 (8), No. 2. P. 1–9.
12. The Berkeley Segmentation Dataset and Benchmark. BSDS300. URL: <https://www.eecs.berkeley.edu/Research/Projects/CS/vision/bsds>.

Отримано 17.02.2017

## REFERENCES

1. Gonzalez R., Woods R. Digital image processing. M. : Technosphere, 2005. 1072 p. (in Russian).
2. Bovik A.L. The Essential Guide to Image Processing. Elsevier Inc., 2009. 853 p.
3. Gonzalez R., Woods R., Eddins S. Digital image processing using MATLAB. M. : Technosphere, 2006. 616 p. (in Russian).
4. Liu X., Tanaka M., Okutomi M. Single-Image Noise Level Estimation for Blind Denoising. *IEEE Transactions on Image Processing*. 2013. Vol. 22, No. 12. P. 5226–5237.
5. Pyatykh S., Hesser J., Zheng L. Image noise level estimation by principal component analysis. *IEEE Transaction on Image Processing*. 2013. Vol. 22, No. 2. P.687–699.
6. Goltsev A.D., Gritsenko V.I. Algorithm of sequential finding the textural features characterizing homogeneous texture segments for the image segmentation task. *Cybernetics and Computer Engineering*. 2013. Vol. 173. P. 25–35. (in Russian).
7. Zoran D., Weiss Y. Scale invariance and noise in natural images. *Proc. IEEE 12th Int. Conf. Comput. Vis.*, Sep./ Oct. 2009. P. 2209–2216.
8. Gmurman V.E. Theory of Probability and Mathematical Statistics : Textbook for high schools. M. : Vyssh. shk., 2003. 479 p. (in Russian).
9. Korn G., Korn T. Mathematical handbook. For scientists and engineers. M. : Nauka, 1974. 832 p. (in Russian).
10. Image Processing Place. Image Databases. URL: [http://www.imageprocessingplace.com/root\\_files\\_V3/image\\_databases.htm](http://www.imageprocessingplace.com/root_files_V3/image_databases.htm).
11. Fowlkes C., Martin D., Malik J. Local Figure/Ground Cues are Valid for Natural Images. *Journal of Vision*. 2007. Vol. 7 (8), No. 2. P. 1–9.
12. The Berkeley Segmentation Dataset and Benchmark. BSDS300. URL: <https://www.eecs.berkeley.edu/Research/Projects/CS/vision/bsds>.

Received 17.02.2017

С.В. Баловсяк, канд. физ.-мат. наук, доцент,  
доцент кафедры компьютерных систем и сетей  
e-mail: s.balovsyak@chnu.edu.ua.

Х.С. Одайская, аспирант кафедры компьютерных систем и сетей  
e-mail: k.odaiska@chnu.edu.ua

Черновицкий национальный университет имени Юрия Федьковича,  
ул. Коцюбинского, 2, 58012, г. Черновцы, Украина

#### АВТОМАТИЧЕСКОЕ ОПРЕДЕЛЕНИЕ УРОВНЯ ГАУССОВСКОГО ШУМА НА ЦИФРОВЫХ ИЗОБРАЖЕНИЯХ МЕТОДОМ ВЫДЕЛЕННЫХ ОБЛАСТЕЙ

Разработан метод автоматического определения уровня шума на цифровых изображениях, а именно среднего квадратичного отклонения гауссовского шума. Уровень шума вычисляется через среднее квадратичное отклонение гистограммы для выделенной области изображения, на которой имеется, в основном, шум. Предложенный метод программно реализован в системе MATLAB. При обработке тестовых изображений предложенным методом получена меньшая погрешность вычисления уровня шума, чем при использовании других современных методов.

**Ключевые слова:** цифровая обработка изображений, определение уровня шума, среднее квадратичное отклонение гауссовского шума, гистограмма изображения.

S.V. Balovsyak, PhD (Phys-Math), Docent

Associate Professor (Docent) of the Department of Computer Systems and Networks

e-mail: s.balovsyak@chnu.edu.ua

Kh. S. Odaiska, Postgraduate Student of the Department of Computer Systems and Networks

e-mail: k.odaiska@chnu.edu.ua

Yuriy Fedkovych Chernivtsi National University, Kotsyubynsky St., 2,  
58032, Chernivtsi, Ukraine

#### AUTOMATIC DETERMINATION OF LEVEL OF GAUSSIAN NOISE IN DIGITAL IMAGES BY METHOD OF THE SELECTED REGIONS

*Introduction.* The noise level is an important parameter for common application tasks of digital image processing: noise removal, segmentation, recognition and other. At the experimental image processing the noise level in most cases is unknown, so development of a method for automatic and accurate determination of noise level in images is an actual and important for practice task [1–7]. Additive White Gaussian Noise (AWGN) belongs to the widespread noise model, since many noises in the real images are described rather accurately by the AWGN model [1]. For this reason this article will consider the methods of noise level determination in the images within the AWGN model, and this noise will further be called Gaussian noise for the sake of simplicity. Level of Gaussian noise is expressed by standard deviation of noise.

*The purpose of the article* is to develop an automatic method of Gaussian noise level determination in digital images, which uses the selection of image region based on its low-frequency filtering and performs calculation of noise level by analyzing of histograms of the selected region. The article is aimed at software implementation of the elaborated method in the MATLAB system and estimation of its accuracy by processing the collection of test images.

*Methods.* The method of the selected regions for calculation of Gaussian noise level, which involves the selection of image region and analysis of its histogram is used. Convolution operation to filter digital images is applied. For estimation of accuracy of noise level determination the root mean square error (RMSE) between the experimental and theoretical noise levels for the test images is used.

**Results.** The method of automatic determination of level of Gaussian noise in digital images is developed. A method consists in the selection of the image ROI (Region Of Interest) [1, 3], where the noise is mainly present, in the calculation of histogram of the selected region and standard deviation  $\sigma_h$  of histogram and in the calculation of experimental level of noise  $\sigma_{NE}$  based on value  $\sigma_h$ . If the  $\sigma_h$  variation does not exceed the established limit, the process of the ROI clarification is completed. The proposed method is software implemented in MATLAB system [3].

**Conclusion.** The mathematical model of image filtering with Gaussian noise is created. The created model allows selecting the ROI regions with the prevailed Gaussian noise [8, 9]. The modification of the algorithm for determining the level of Gaussian noise in images is implemented [10–12], which specifies the minimum permissive value of the ROI area, leading to reducing the root mean square error of calculation of noise level  $\sigma_{NE}$  on 0.1%.

The accuracy of the proposed method is studied by processing the set of 100 test images [11, 12], and the root mean square error of calculation  $\sigma_{NE}$  equals to 0.257%. The resulting error of calculation  $\sigma_{NE}$  is less, than the one obtained for the most accurate modern methods of determination of noise level [4, 5]. With the use of more precise method of the ROI noise level determination, different from histogram analysis, the accuracy of the proposed method can be improve.

**Keywords:** *digital image processing, noise level determination, standard deviation of Gaussian noise, histogram of image.*

# Медицинская и биологическая кибернетика

---

DOI: <https://doi.org/10.15407/kvt188.02.065>

УДК 615.47: 004.9

**М.І. ВОВК**, канд. біол. наук, старш. наук. співроб.,  
зав. відд. біоелектричного керування та медичної кібернетики  
e-mail: [vovk@irtc.org.ua](mailto:vovk@irtc.org.ua); [imvovk3940@gmail.com](mailto:imvovk3940@gmail.com)

**О.А. КУЦЯК**, канд. техн. наук, наук. співроб.,  
відд. біоелектричного керування та медичної кібернетики  
e-mail: [spirotech85@ukr.net](mailto:spirotech85@ukr.net)

**А.Д. ЛАУТА**, канд. мед. наук, старш. наук. співроб.,  
відд. біоелектричного керування та медичної кібернетики

**М.А. ОВЧАРЕНКО**, в.о. молодш. наук. співроб.,  
відд. біоелектричного керування та медичної кібернетики  
e-mail: [ovcharenko-marina@i.ua](mailto:ovcharenko-marina@i.ua)

Міжнародний науково-навчальний центр інформаційних технологій і систем НАН  
та МОН України, просп. Академіка Глушкова 40, м. Київ, 03187, Україна

## ІНФОРМАЦІЙНИЙ СУПРОВІД ДОСЛІДЖЕНЬ ДИНАМІКИ ВІДНОВЛЕННЯ РУХІВ ПІСЛЯ ІНСУЛЬТУ

---

*Розроблено методику кількісної оцінки ефективності відновлення рухових функцій у хворих після інсульту. Особливість методики полягає в кількісній оцінці динаміки дефіциту рухових функцій окремо ураженої нижньої і верхньої кінцівок, їх проксимальних і дистальних відділів, у тому числі тонкої моторики кисті, за основними і додатковими критеріями. Методика дозволяє дослідити внесок цих показників в інтегральну кількісну оцінку ефективності відновлення рухів при реабілітаційних заходах. Призначена для інформаційної підтримки прийняття лікарських рішень з формування індивідуального плану реабілітації рухових і мовленнєвих функцій у хворих після інсульту. Пройшла пілотну клінічну апробацію при дослідженнях динаміки відновлення рухів після інсульту за інноваційною технологією тренування / відновлення рухових функцій ТРЕНАР®.*

**Ключові слова:** кількісне оцінювання, критерії, реабілітація, ефективність, інсульт, рухові функції, мовлення, порушення.

### ВСТУП

Широке розповсюдження гострих порушень мозкового кровообігу (ГПМК) та їх найбільш важкої форми — інсульту (в Україні щорічно до 120-ти тисяч нових випадків мозкового інсульту), високі показники смертності, які в

1,5 рази вище, ніж в розвинених країнах, і значний відсоток інвалідів серед тих, що вижили, ставлять інсульт на одне з перших місць у ряді медико-соціальних проблем [1]. Однією з найбільш частих причин інвалідності після інсульту є втрата (часткова різного ступеню або повна) рухових функцій кінцівок, обличчя, тулуба зліва або справа в залежності, відповідно, від право- чи лівостороннього інсульту, ступеню тяжкості та обширності мозкового удару. Наслідком інсульту є не тільки розлади рухових функцій (геміпарези, геміплегія), але й, у 50–60 % випадках, мовні порушення. Одними із найпоширеніших мовних порушень у таких пацієнтів є моторна афазія внаслідок ураження моторної мовної зони кори головного мозку — області Брока, у якій формується рухова програма мовного висловлення. Хворий втрачає можливість говорити внаслідок порушень рухових команд подібно тому, як розлади рухових функцій після інсульту (геміплегія, геміпарез) відбуваються завдяки порушенням рухових команд у моторних зонах кори головного мозку, нейрони яких організують руховий акт. М'язові рухи мовленнєвого апарата є одними з видів довільних м'язових рухів.

Основою не тільки відновлення функцій руху, але й пам'яті, мовлення, навчання, набуття нових навичок є нейропластичність — здатність нервової системи відновлювати свою функцію за допомогою якісних і кількісних нейрональних перебудов, змін нейрональних зв'язків під впливом цілеспрямованої активації нервової системи. Головний спосіб сформувати нову систему супраспинального контролю рухами замість втраченого або спотвореного патологією є м'язове скорочення, яке змушує працювати рецептори в м'язах та сухожиллях і посылати аферентні імпульси до неушкоджених ділянок мозку. Тому міонейроелектростимуляція, особливо програмна, як спосіб примусового скорочення м'язів за певними програмами, міцно увійшла у комплекс реабілітаційних заходів, спрямованих на відновлення рухових функцій у паралізованих хворих. Поряд з програмною міонейроелектростимуляцією широкого поширення набув метод біологічного зворотного зв'язку, який здатен проводити тренування та корекцію рухів при візуальному і звуковому контролі виконання тренувального завдання та стимулювати додаткові сенсорні зони кори. Адже відомо, що моторна зона є не тільки кортикальним відділом проприоцептивної сенсорної системи, але й місцем конвергенції проекцій від усіх інших сенсорних зон кори. Логічним є й розвинення методів, які «готують» пошкоджену моторну зону до аферентної проприоцепції від примусових скорочень м'язів ураженої кінцівки для підсилення ефективності аферентації. Чим ширше спектр задач, які виконуються для тренування м'язових рухів, тим більше функціональних зв'язків формується. Роль втрачених структур у системі керування рухами починають відігравати нові функціональні утворення. Ширше стають асоціативні зв'язки. Наявність різних методів та програм забезпечують адекватність керуючих впливів на рухову систему пацієнта, дозволяють індивідуально на кожному етапі реабілітації організовувати процес формування/тренування рухів впритул до їх повного відновлення, поетапно мобілізуючи резерви організму для відновлення/корекції рухових функцій. Саме такий підхід знайшов використання у новій технології тренування/відновного лікування рухових і мовленнєвих функцій ТРЕНАР®. Техно-

логію реалізують дві модифікації портативних електронних виробів цифрової медицини ТРЕНАР-01 і ТРЕНАР-02. Склад модулів апаратів ТРЕНАР дозволяє здійснювати різні види інформаційно-енергетичної взаємодії зовнішніх контурів керування з власними системами керування рухами людини, проводити комплексну активацію сенсорних зон кори головного мозку за методом біологічного зворотного зв'язку, зорового і слухового, «підготовку» пошкоджених структур до сприйняття сигналів активації за методом порогової електростимуляції, взаємодію між півкулями мозку на базі програм міоелектростимуляції, які «зчитуються» від скорочень власних здорових м'язів [2].

Зв'язок рухових і мовленнєвих функцій, близькість проекції кисті до моторної мовної зони, позитивний вплив тренування тонких рухів пальців рук на розвиток мовлення дитини склали теоретичну передумову нового методу і технології відновлення моторного компонента мовлення на базі цілеспрямованого тренування дрібної моторики кисті за методами і програмами, що надають апарати ТРЕНАР та оригінальними методиками тренування [3].

Різні методи, програми і методики тренувань забезпечують:

- індивідуальний підхід та активізацію додаткових резервів до реабілітації;
- активне залучення пацієнта у реабілітаційний процес;
- свідомий контроль тренувального процесу та самостійне дозування навантаження.

Перелічені переваги є важливими факторами у такому складному і довготривалому процесі, як відновлення рухових і мовленнєвих функцій.

Клінічна апробація технології ТРЕНАР® у відновному лікуванні рухових функцій у дорослих і дітей (17 клінічних і оздоровчих закладів різних регіонів України, загальна кількість хворих — понад 12 000) показала значний процент покращень, який, зокрема після інсульту (понад 4300 пацієнтів), за експертними оцінками досягає 93 %. Процент покращень мовленнєвих функцій у хворих після інсульту (моторна афазія, правобічний геміпарез) досягає 74 % проти базового курсу — 41 %.

Ці результати надають підставу для включення запропонованої технології відновлення рухів і мовлення до обов'язкового комплексу реабілітаційних заходів. Проте наведені показники покращення віддзеркалюють експертну оцінку спеціалістів, яка носить якісний і в багатьох випадках суб'єктивний характер. Разом з тим, успіх широкого використання інноваційної технології ТРЕНАР®, значною мірою визначається об'єктивною оцінкою позитивної динаміки дефіциту рухових функцій в результаті реабілітаційних заходів, важливе значення в якій відіграє кількісна оцінка за доказовими критеріями. Кількісна оцінка є важливою складовою у цифровій медицині, зокрема, основою синтезу мобільних додатків інформаційно-консультативної підтримки лікаря в оцінюванні ефективності реабілітаційного процесу і формуванні індивідуального плану реабілітації хворого після інсульту.

**Мета роботи** — визначення критеріїв кількісного оцінювання динаміки відновлення проксимальних та дистальних відділів верхніх та нижніх

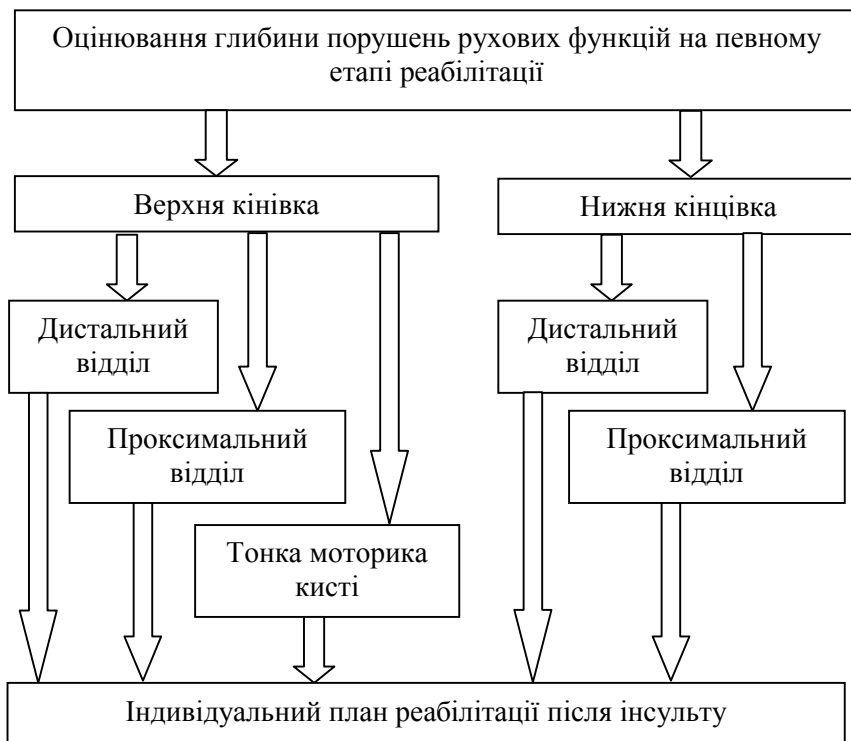
кінцівок окремо, а також інтегрального кількісного оцінювання глибини рухових порушень у хворих після інсульту.

### ЗАГАЛЬНА МОДЕЛЬ ОЦІНЮВАННЯ ДЕФІЦИТУ РУХОВИХ ФУНКЦІЙ

Технологія реабілітаційного процесу починається і закінчується експертною оцінкою об'єкта реабілітації на кожному етапі. Як правило, пацієнт у відновному лікуванні рухів проходить кілька етапів. Кожний вимагає індивідуального, адекватного стану рухових функцій і загальному стану пацієнта на даному етапі, підходу до мобілізації резервів організму на відновлення рухів, визначення індивідуального плану, методів, програм та регламенту керуючих впливів, який базується на оцінюванні дефіциту рухових функцій з урахуванням загального стану пацієнта.

Виділяють наступні *періоди реабілітації* (відновні періоди) постінсультних хворих: гострий період (три-чотири тижні після ГПМК), ранній період (до шести місяців), пізній період (до одного року), а також резидуальний період (більше року після ГПМК) [4, 5].

Симптоматика рухових порушень залежить від терміну початку інсульту, локалізації і розміру патологічного вогнища. Спочатку довільні рухи можуть бути повністю втрачені, а потім геміплегія переходить в геміпарез із переважним ураженням дистальних відділів кінцівок. Відновлення рухів починається з ноги, потім руки, причому з проксимальних відділів кінці-



**Рис. 1.** Інформаційно-структурна модель формування індивідуального плану реабілітації рухів після інсульту на певному етапі.



вок. Через кілька днів після інсульту починає відновлюватися м'язовий тонус паралізованих кінцівок: в руці підвищується тонус м'язів-згиначів, а в нозі — м'язів-розгиначів. Нерівномірне підвищення тону м'язів надалі веде до формування в згинальних суглобах руки і розгинальних суглобах ноги контрактур [6, 7].

Враховуючи це, при формуванні індивідуального плану реабілітації хворого після інсульту постає необхідність проводити не тільки інтегральне оцінювання ефективності реабілітації рухових функцій, але й досліджувати динаміку дефіциту рухових функцій окремо верхніх і нижніх кінцівок, їх дистальних і проксимальних відділів на різних етапах реабілітації (рис. 1).

### КРИТЕРІЇ КІЛЬКІСНОГО ОЦІНЮВАННЯ ДЕФІЦИТУ РУХОВИХ ФУНКЦІЙ

Ефективність реабілітації визначається через порівняння глибини порушень рухових функцій до і після реабілітації із застосуванням критеріїв оцінювання глибини рухових порушень (рис. 2).

У клінічній практиці ефективність реабілітації проводять на підставі змін загального неврологічного статусу, функціональних рухових можливостей, показників побутової адаптації хворих, тощо. Для цього застосовують різні шкали [5, 8, 10, 11]. Найбільш популярними є:

- модифікована шкала Ренкіна, яка належить до найпростіших і до найкоротших тестів, якими оцінюють як ступінь порушення функцій, так і розлади життєдіяльності. Ця шкала показує функціональну спроможність хворого після інсульту, його здатність до виконання дій;
- індекс Бартела, що застосовується для оцінки незалежності пацієнтів у повсякденному житті. Ця шкала показує наскільки хворий після інсульту схильний до самообслуговування та переважно спрямована на оцінку психічного стану пацієнта.

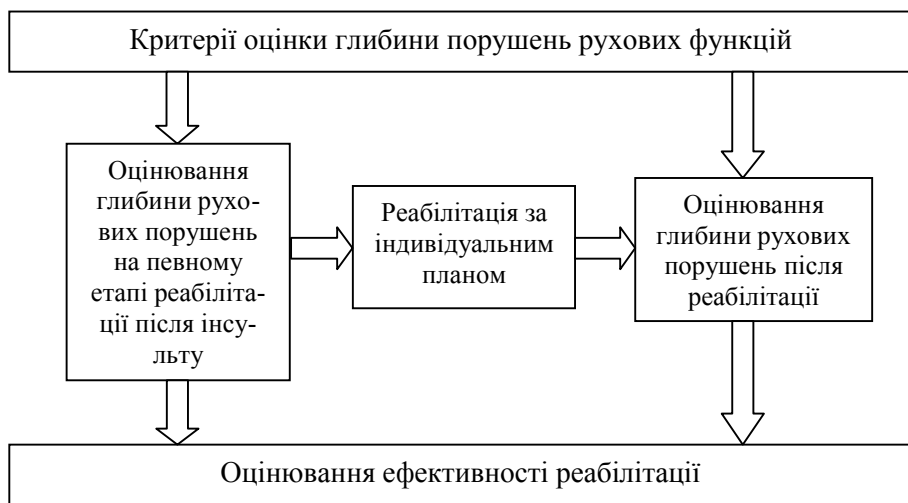


Рис. 2. Оцінювання ефективності реабілітації.

Предметом наших досліджень є вибір доказових критеріїв оцінки дефіциту рухових функцій після інсульту. В результаті аналізу літературних джерел [5, 11, 12] для оцінювання глибини рухових порушень на певному етапі реабілітації після інсульту, до і після реабілітації, запропоновані такі критерії:

- основні — сила м'язів та обсяг рухів; за цими критеріями оцінювались проксимальні і дистальні відділи кінцівок
- додаткові — для нижньої кінцівки оцінювалась хода, а для дистального відділу верхньої кінцівки (кисть руки) — протиставлення дистальної фаланги великого пальця основі інших, згинання пальців у кулак та основна функція кисті (схоплення і втримування предметів) [11].
- тонус м'язів (поділяється на гіпертонус (спастичність) та гіпотонус (м'якість)), величина якого є непостійною після інсульту.

На рис. 3 зображені вибрані критерії оцінювання дефіциту (глибини порушень) рухових функцій.

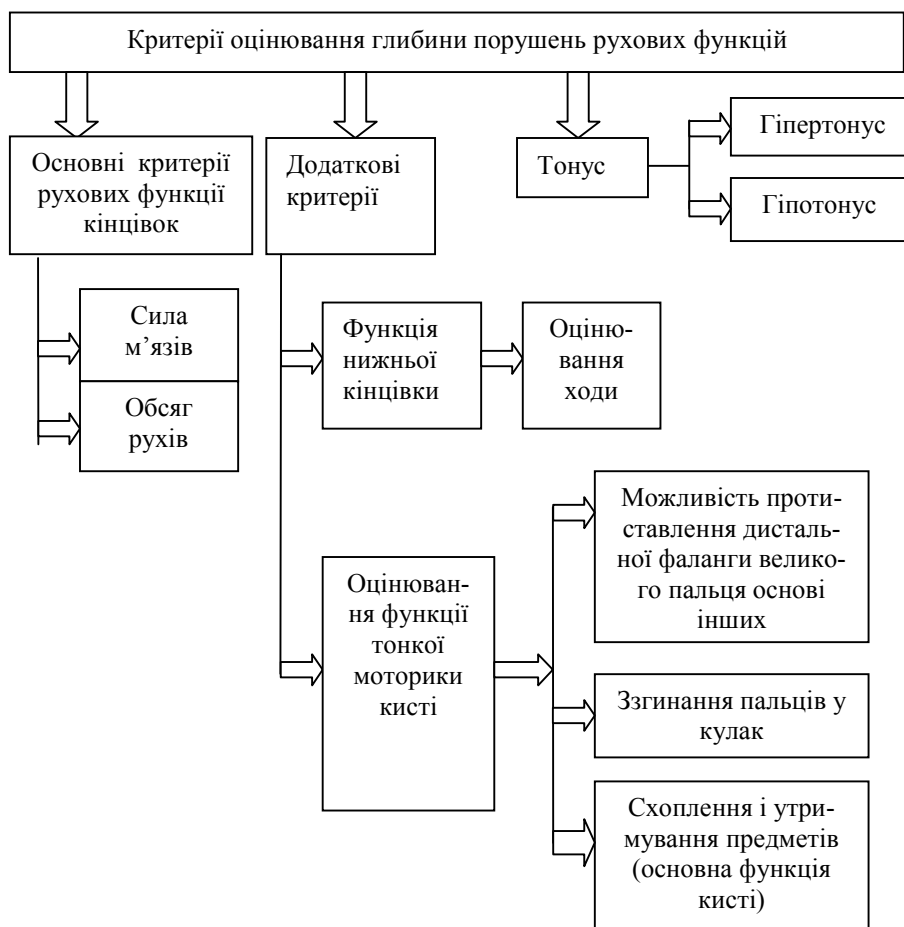
Для оцінювання рухових порушень використовують як інструментальні методи: динамометрія — для визначення сили м'язів, гоніометрія — для визначення обсягу рухів [5, 12], міотонетрія — для визначення тону м'язів [13], так і тестові методи експертного оцінювання. Оскільки не кожна клінічна установа має у наявності відповідні інструментальні методи оцінювання, нами були використані тестові методи експертного оцінювання рухових порушень, які є практичними і доступними.

Тестування функції верхньої кінцівки є важливим для оцінювання відновлення проксимальних і дистальних відділів руки, а також проведення кореляції між відновленням мовлення і відновленням кисті. Для них визначаються сила відповідних м'язів, які здійснюють ці рухи, та обсяг цих рухів.

Кількісна міра м'язової сили виражає здатність м'язу до скорочення під час протидії зовнішній силі, в тому числі силі тяжіння. При визначенні сили м'язів загальним є принцип "напруга та подолання": хворий напружує відповідний м'яз і утримує його у положенні максимального скорочення, в той час як лікар намагається розтягнути м'яз, долаючи спротив пацієнта. При визначенні обсягу рухів досліджуються глобальні рухи ділянок кінцівок: підняття верхньої або нижньої кінцівки, згинання ліктьового або колінного суглоба, згинання/розгинання кисті, приведення стопи на себе чи вниз.

Крім зазначених критеріїв у цих відділах верхньої та нижньої кінцівки також оцінюється і тонус м'язів. Під м'язовим тонусом розуміють ступінь пружності м'яза і той спротив, який виникає при пасивному розтягненні м'яза впродовж руху у суглобі. Зміни м'язового тону є важливим індикатором наявності і локалізації патологічного процесу, але визначити ці зміни не завжди легко [5]. Дослідження тону м'язів здійснюють шляхом пальпації м'яза (оцінювання його механіко-еластичних властивостей) і шляхом оцінювання рефлекторного скорочування м'яза, тобто тим спротивом, який виникає при виконанні пасивних рухів у суглобі.

Експертне оцінювання уражених кінцівок проводиться по відношенню до власних здорових кінцівок пацієнта, рухові функції яких визначають



**Рис. 3.** Інформаційно-структурна модель оцінювання дефіциту рухових функцій за критеріями

індивідуальну норму відсутності порушень, що є важливим при формуванні індивідуального плану реабілітації, особливо стосовно параметрів та регламенту міонейрстимуляції.

У неврологічній практиці ступінь парезу прив'язаний до шестибальної градації експертної оцінки порушень рухових функцій, де найгірші показники приймають значення 0 балів (параліч), а найкращі — 5 балів (відсутність порушень). Парез поділяється на грубий (різко виражений) — 1 бал, значний (значно виражений) — 2 бали, помірний (помірно виражений) — 3 бали, легкий — 4 бали [5].

При застосуванні методів експертного оцінювання дефіциту рухових функцій застосовуються певні шкали. Слід зазначити, що з метою формування інтегрального кількісного оцінювання глибини порушень рухових функцій доцільним є вибір тих шкал, які мають однакову шестибальну ступеневу градацію, із наступним їх приведенням до однакової спрямованості - від найкращого (5 балів) до найгіршого (0 балів) показника.

Так, для оцінки сили м'язів нами використана шестибальна шкала

(L. McPeak, M. Вейсс) (табл. 1) [10]. Як видно з таблиці 1, ця шкала прив'язана до шестибальної градації дефіциту рухових функцій за критерієм «сила м'язів» та охоплює чотирьохбальну градацію ступеню парезу. Для оцінювання обсягу рухів була обрана шестибальна шкала НДІ РАМН. Столярової Л. (табл. 2) [11]. Оскільки загальноприйнятна шкала оцінювання глибини порушень обсягу рухів ранжується від 0 балів (відсутність порушень) до 5 балів (плегія), з метою приведення цієї шкали до однакової спрямованості (від найкращого (5 балів) до найгіршого (0 балів) показника) у шкалу оцінки обсягу руху нами введено поняття "приведеного балу", де 0 балів означає плегію, 5 балів — відсутність порушень.

Таблиця 1. Оцінювання м'язової сили

Бал	М'язова сила ураженої кінцівки згідно шкали L. McPeak (1996) та M. Вейсс (1986)	Співвідношення (уражений / здоровий м'яз), %	Ступінь парезу
5	Рух у повному обсязі при дії сили тяжіння з максимальною зовнішньою протидією	100	Відсутність порушень
4	Рух у повному обсязі при дії сили тяжіння і при невеликій зовнішній протидії	75	Легкий
3	Рух у повному обсязі при дії сили тяжіння	50	Помірний
2	Рух у повному обсязі в умовах розвантаження	25	Значний
1	Відчуття напруги при спробі довільного руху	10	Грубий
0	Відсутність ознак напруги при спробі довільного руху	0	Плегія

Таблиця 2. Ступінь порушення обсягу рухів [11]

Бал**	Характеристика рухів (НДІ РАМН)	Ступінь парезу	Бал*
5	Обсяг руху повний	Відсутність порушень	0
4	Обсяг руху повний або майже повний — 75–100 % від норми; сила, спритність, темп знижені	Легкий	1
3	Рухи обмежені помірно, слабо диференційовані, незграбні, складають 50–75 % від норми	Помірний	2
2	Рух в обсязі 25–50 % від норми, в основному глобальні	Значний	3
1	Присутні вкрай обмежені, глобальні рухи до 25 % від норми	Грубий	4
0	Активних рухів немає	Плегія	5

\* визначення балів в оригінальній шкалі

\*\* приведений бал

За цими шкалами сила м'язів та обсяг рухів досліджуються окремо для проксимального відділу верхньої кінцівки (плечовий, ліктювий суглоби), дистального відділу верхньої кінцівки (променево-зап'ястковий суглоб), проксимального відділу нижньої кінцівки (тазостегновий, колінний суглоби), дистального відділу нижньої кінцівки (гомільково-ступневий суглоб).

Оцінювання тонкої моторики кисті та ходи здійснюється за додатковими критеріями, відповідно для верхньої та нижньої кінцівки за шестибальною шкалою ранжування ступеню вираження порушених рухових функцій (табл. 3) [12, з авторськими правками]. Оцінювання зберігає порядок від найвищого показника 5-ть балів при відсутності порушень до найнижчого 0 балів (плегія).

**Таблиця 3. Оцінювання рухових функцій верхньої та нижньої кінцівок за додатковими критеріями.**

Бал	Верхня кінцівка (дистальний відділ — тонка моторика кисті)			Нижня кінцівка	Ступінь парезу
	Проти-ставлення велико-го пальця	Згинання пальців у кулак	Основна рухова функція кисті	Характеристика ходи	
5	Досягає основи всіх пальців	Повне згинання	Функція збережена	Без змін	Відсутність порушень
4	Досягає основи всіх пальців	Повне згинання	Збережено схоплення і втримування предметів, доступне схоплення дрібних предметів (без функції утримування)	При ході накульгування на паретичну ногу	Легкий
3	Досягає основи 4-го пальця	Незначне відставання дистальних фаланг до долоні	Доступне втримування предметів, ускладнено схоплення дрібних предметів	Геміпаретична (пацієнт тягне ногу)	Помірний
2	Досягає основи 3-го пальця	Помірне відставання дистальних фаланг до долоні	Можливе схоплення великих предметів без тривалого і міцного їх утримання	Циркумдуюча або геміплегічна хода	Значний
1	Досягає основи 2-го пальця	Значне обмеження згинання, відставання дистальних фаланг до долоні	Неможливе схоплення і втримання як великих, так і дрібних предметів, збережена допоміжна функція — підтримання і притиснення предметів	Грубо порушена, проходження кільця кроків з підтримкою або опорою	Грубий
0	Протиставлення неможливе	Згинання пальців неможливе	Неможливе схоплення і втримування предметів	Самостійно не ходить	Плегія

Визначені критерії оцінювання глибини рухових порушень для різних відділів верхньої та нижньої кінцівок оцінюються у балах для м'язової сили, тонкої моторики й ходи за приведеним балом для обсягу рухів та зіставляються зі шкалою динаміки парезу.

Особливого значення набуває кількісне оцінювання дефіциту рухових функцій тонкої моторики кисті при цілеспрямованому тренуванні моторики для відновлення мовлення [13]. Це надає можливість досліджувати та порівнювати динаміку відновлення рухів тонкої моторики ураженої кисті з відновленням моторики мовлення при моторній або моторно-сенсорній афазії після інсульту за методикою оцінювання моторних і сенсорних порушень мовлення [14].

Для оцінювання тону м'язів у клінічній практиці застосовується модифікована шкала Ашфорт [10, 11], яка має шестиступеневу градацію. Ця шкала орієнтована на оцінювання тону м'язу у випадку його підвищення, тобто у напрямку гіпертону (спастики) (табл. 4).

Оскільки тону м'язів у постінсультних хворих є величиною непостійною і може коливатися від гіпо- до гіпертону, цей критерій не входить в інтегральну кількісну характеристику глибини рухових порушень, але величина гіпертону так само як і гіпотону має діагностичне значення при створенні програм міоестимуляції в індивідуальному плані реабілітаційних заходів у хворих після інсульту. Розроблення шестиступенної шкали ранжування ступеню гіпотону у хворих після інсульту є предметом наших подальших досліджень.

Таблиця 4. Оцінювання гіпертону ураженої кінцівки.

Бал**	Характеристика м'язового тону (згідно Модифікованої шкали Ашфорт)	Бал*	Ступінь парезу
0	М'язовий тону без змін, норма	0	Відсутність порушень
1	Легке підвищення м'язового тону, що відчувається при згинанні або розгинанні сегмента кінцівки у вигляді незначного опору в кінці руху	1	Легкий
2	Незначне підвищення м'язового тону у вигляді спротиву, що виникає після виконання не менше половини об'єму рухів	1+	Помірний
3	Помірне підвищення м'язового тону, що виявляється впродовж всього руху, але не ускладнює виконання пасивних рухів	2	Значний
4	Значне підвищення м'язового тону, що ускладнює виконання пасивних рухів	3	Грубий
5	Уражений сегмент кінцівки зафіксований у положенні згинання або розгинання — спастика. Рухи неможливі	4	Плегія

\* визначення тону м'язу в оригінальній шкалі

\*\* приведений бал

## ІНТЕГРАЛЬНА КІЛЬКІСНА ОЦІНКА ЕФЕКТИВНОСТІ РЕАБІЛІТАЦІЇ РУХІВ ПІСЛЯ ІНСУЛЬТУ

Припускаючи, що всі критерії рівнозначні, враховуючи, що критерії характеризують ступінь (динаміку) парезу, їх зіставлення у відповідних відділах формує інтегральну шкалу кількісного оцінювання глибини рухових порушень з інтервалами у балах відповідно до динаміки парезу.

Для кількісного оцінювання дефіциту рухових функцій кожного відділу верхньої та нижньої кінцівок, що досліджуються в процесі реабілітації, сформовані відповідні критерії оцінювання глибини рухових порушень:

1) для верхньої кінцівки:

1.1) проксимальний відділ — окремо плечовий і ліктьовий суглоби: сила м'язів, обсяг рухів;

1.2) дистальний відділ — променево-зап'ястковий суглоб: сила м'язів, обсяг рухів;

1.3) дистальний відділ — тонка моторика кисті: функція протиставлення великого пальця, функція згинання пальців у кулак, основна функція кисті;

2) для нижньої кінцівки:

2.1) проксимальний відділ — окремо тазостегновий і колінний суглоби: сила м'язів, обсяг рухів;

2.2) дистальний відділ — гомілково-ступневий суглоб: сила м'язів, обсяг рухів;

2.3) функціональна характеристика ходи.

Зіставлення критеріїв показує, що максимальна сумарна оцінка в балах для відділів із двома критеріями становить 10-ть балів, для відділу з трьома критеріями — 15-ть балів, для відділу з одним критерієм — 5-ть балів. Це найвищі показники інтегральної кількісної оцінки ефективності реабілітації, результатом якої є відсутність порушень рухових функцій. Відповідно, у всіх випадках плегія (параліч) оцінюється в 0 балів.

Інтервали зміни вибраних критеріїв для різних ступенів парезу запропоновані із принципу, що при оцінюванні кожного ступеню парезу для кожного відділу кінцівок задіяна відповідна кількість критеріїв. Для відділів кінцівок із двокритеріальною системою оцінки поріг появи патологічних процесів ( появи легкого парезу) починається з 9-ти балів, для відділів кінцівок із трикритеріальною системою — з 14-ти балів.

Інтегральна кількісна характеристика глибини рухових порушень після інсульту в межах динаміки парезу охоплює проксимальні (I) і дистальні (II) відділи кінцівок, які в свою чергу охоплюють різні сектори досліджень проксимальних і дистальних відділів кінцівок (табл. 5). Тут сектори проксимального: А — плечовий суглоб, В — ліктьовий суглоб і дистального: С — променево-зап'ястковий суглоб, D — тонка моторика кисті відділів верхньої кінцівки та сектори проксимального: Е — тазостегновий суглоб, F — колінний суглоб і дистального: G — гомілково-ступневий суглоб, а також Н — хода. Оцінка ходи за додатковими критеріями (табл. 3) має важливе значення, оскільки додає до характеристик м'язових функцій в різних суглобах ураженої нижньої кінцівки таку важливу характеристику, як координація рухів ходи, узгодження м'язових рухів ураженої нижньої кінцівки зі м'язовими рухами здорової нижньої кінцівки.

Формування кількісної інтегральної характеристики глибини рухових порушень дає можливість створення більш точної градації відновлення рухових функцій та зменшення похибки експертної оцінки при суб'єктивному оцінюванні.

Ефективність реабілітації оцінювалась за чотирма градаціями: без змін, незначне покращення, покращення, значне покращення. Тому відповідно до інтегральної кількісної характеристики оцінювання глибини рухових порушень (табл. 5) кількісне оцінювання ефективності подається через різницю балів, отриманих у кожному відділі кінцівок до і після реабілітації для одно-, дво- і трикритеріальної системи оцінки. Загальна схема оцінювання ефективності реабілітації хворих після інсульту представлена формулою (\*):

$$\Delta = \Delta_2 - \Delta_1, \tag{*}$$

де  $\Delta_1$  — бали до реабілітації,  $\Delta_2$  — бали після реабілітації,  $\Delta$  — різниця балів, яка показує ефективність реабілітації.

Розподіл градацій ефективності для відділів, в яких оцінка відбувається за одним, двома або трьома критеріями представлений в табл. 6.

Із застосуванням даної інтегральної кількісної характеристики було досліджено 43-и пацієнта після ішемічного інсульту. З них 26-ть — у ранньому періоді, 17-ть — у резидуальному періоді. У табл. 7 показана узагальнена ефективність відновлення рухових функцій у хворих після інсульту для проксимального і дистального відділів верхньої та нижньої кінцівки в цілому у ранньому (I) та резидуальному (II) відновлювальних періодах. Ефективність відновлення визначена із використанням табл. 6.

**Таблиця 5. Інтегральна кількісна характеристика глибини рухових порушень та динаміки ступеню парезу після інсульту.**

Ступінь парезу (глибина рухових порушень)	Сумарне оцінювання в балах за критеріями							
	Верхня кінцівка				Нижня кінцівка			
	I		II		I		II	H
	A	B	C	D	E	F	G	
відсутність порушень	10	10	10	15	10	10	10	5
легкий парез	7–9	7–9	7–9	10–14	7–9	7–9	7–9	4
помірний парез	5–6	5–6	5–6	7–9	5–6	5–6	5–6	3
значний парез	3–4	3–4	3–4	4–6	3–4	3–4	3–4	2
грубий парез	1–2	1–2	1–2	1–3	1–2	1–2	1–2	1
Елегія (параліч)	0	0	0	0	0	0	0	0



Таблиця 6. Оцінювання ефективності відновлення рухових функцій у хворих після інсульту.

Градації ефективності	Оцінювання ефективності реабілітації, $\Delta$ балів		
	однокритеріальна система ( $\Sigma = 5$ балів)	двокритеріальна система ( $\Sigma = 10$ балів)	трикритеріальна система ( $\Sigma = 15$ балів)
Значне покращення	$\geq 3$	$\geq 6$	$\geq 7$
Покращення	2	3 – 5	4 – 6
Незначне покращення бали	1	1 – 2	1 – 3
Без змін	0	0	0

Оцінена ефективність реабілітації пацієнтів після інсульту підтвердила краще відновлення рухових функцій саме у ранній відновлювальний період із застосуванням програм міонейростимуляції для тренування рухів за технологією Тренар®. Відсоток незначного покращення у відновленні проксимального відділу та тонкої моторики кисті вищий у резидуальному періоді, ніж у ранньому періоді. Останнє підтверджує спостереження багатьох клініцистів про те, що чим більше часу проходить від моменту інсульту, тим менша ймовірність отримати позитивний результат при проведенні реабілітаційних заходів. Так само, відсоток без змін у резидуальному періоді набагато переважає відсоток без змін у ранньому. За результатами зазначено, що у ранньому періоді відсоток значного покращення відновлення проксимального відділу вищий за відсоток значного покращення відновлення глобальних рухів дистального відділу, але менший порівняно із відновленням тонкої моторики кисті. Глобальні рухи дистального відділу у значному покращенні поступаються відновленню тонкої моторики кисті. Також відмічено, що у ранньому періоді відсутність ефекту реабілітації (без змін) більше пов'язана з віком пацієнтів.

Зроблені попередні висновки відносно отриманої ефективності реабілітації рухів верхніх і нижніх кінцівок, проксимальних і дистальних відділів потребують ретельного оброблення одержаної інформації та оцінки її достовірності з використанням наступних методів оброблення даних:

1) методи описової статистики, які включають визначення середніх значень, стандартного відхилення, математичного сподівання, розкидку значень;

2) t-критерій Стьюдента для визначення достовірності відмінності між двома незалежними групами досліджуваних осіб, що дає можливість оцінити достовірність використаних критеріїв оцінювання рухових порушень;

3) критерій Вілкоксона для перевірки достовірності відмінності показників всередині однієї групи досліджуваних осіб на різних етапах лікування, що дає можливість оцінювати динаміку перебігу реабілітації;

4) методи кореляції для аналізу зв'язку між шкалами та аналізу зв'язку відновлення кисті та відновлення мовлення.

Таблиця 7. Узагальнена ефективність відновлення рухових функцій у хворих після інсульту.

Градації ефективності	Верхня кінцівка						Нижня кінцівка	
	Проксимальний відділ		Дистальний відділ					
			Глобальні рухи		Тонка моторика кисті			
	I	II	I	II	I	II	I	II
Значне покращення	12 %	0 %	8 %	0 %	27 %	0 %	23 %	0 %
Покращення	34 %	11 %	38 %	11 %	23 %	11 %	27 %	16 %
Незначне покращення	42 %	57 %	38 %	37 %	38 %	47 %	46 %	42 %
Без змін	12 %	32 %	15 %	53 %	12 %	42 %	4 %	42 %

Підтвердження достовірності результатів динаміки перебігу реабілітації, які отримано в результаті попередньої клінічної апробації розробленої методики кількісного оцінювання дефіциту рухових функцій у хворих після інсульту, надасть підставу рекомендувати цю методику для об'єктивізації динаміки перебігу реабілітації на різних відновлювальних періодах. В свою чергу, об'єктивна оцінка динаміки перебігу є основою формування та корегування індивідуального плану відновлення не тільки рухових, але й мовленнєвих функцій після інсульту

**ВИСНОВКИ**

Розроблено методику кількісного оцінювання дефіциту рухових функцій (глибини рухових порушень) у хворих після інсульту на базі експертного оцінювання за основними та додатковими критеріями. Головними особливостями методики є:

- введення окремої кількісної оцінки уражених нижньої і верхньої кінцівок, їх проксимальних і дистальних відділів, за основними критеріями, на базі яких формується інтегральна кількісна оцінка глибини рухових порушень кінцівок;
- введення додаткових критеріїв для оцінювання рухових функцій тонкої моторики кисті;
- введення додаткових критеріїв для оцінювання ходи
- визначення індивідуальної норми відсутності порушень: експертне оцінювання уражених кінцівок проводиться по відношенню до власних здорових кінцівок пацієнта, рухові функції яких характеризують індивідуальну норму відсутності порушень;
- уніфікація кількісного оцінювання ступеню вираження дефіциту рухових функцій: усі шкали кількісного оцінювання за усіма критеріями мають однакову шестибальну ступеневу градацію з однаковою спрямованістю

від найкращого (5-ть балів, відсутність порушень) до найгіршого (0 балів, плегія) показника з прив'язкою до ступеню порезу.

Перелічені відмінності розробленої методики надають можливість:

- оцінювати і зіставляти перебіг динаміки відновлення рухів верхніх і нижніх відділів, їх проксимальних і дистальних відділів
- зменшити похибку визначення глибини рухових порушень у відповідних відділах верхньої та нижньої кінцівки, а також тонкої моторики кисті у пацієнтів після інсульту;
- створити більш точну градацію відновлення рухових функцій та зменшити похибку при формуванні кількісної інтегральної характеристики глибини рухових порушень уражених кінцівок;
- досліджувати та зіставляти динаміку відновлення рухів тонкої моторики ураженої кисті з відновленням моторики мовлення при моторній або моторно-сенсорній афазії
- оцінювати перебіг динаміки відновлення м'язових рухів у проксимальних і дистальному відділах нижньої кінцівки і зіставляти ці показники з оцінкою ходи за додатковими критеріями, яка в певній мірі відображає порушення координації м'язових рухів ураженої нижньої кінцівки зі здоровими.

Розроблена методика пройшла попередню клінічну апробацію при дослідженні динаміки відновлення рухів після інсульту за новою технологією тренування / відновлення рухових функцій ТРЕНАР®. Результати апробації підтвердили залежність ефективності реабілітації від періоду після інсульту, а також нерівномірність перебігу динаміки дефіциту м'язових функцій верхніх і нижніх кінцівок, їх проксимальних і дистальних відділів.

Розроблена методика кількісного оцінювання відновлення рухових функцій є основою інформаційного супроводження досліджень динаміки відновлення рухів верхніх і нижніх кінцівок, їх проксимальних і дистальних відділів, оцінювання ефективності реабілітаційних процесів хворих після інсульту, а також основою створення і функціонування мобільних засобів інформаційно-консультаційної підтримки лікаря при визначенні індивідуальних планів реабілітації хворого після інсульту на різних відновних періодах.

## ЛІТЕРАТУРА

1. Коленко Ф.Г., Стеценко А.В., Стеценко Н.Н. Оптимизация реабилитационного процесса при мозговом инсульте. *“Вісник СумДУ. Серія Медицина”*. 2007. № 2. С. 61–66.
2. Вовк М.И. Новые возможности восстановления двигательных и речевых функций. *Кибернетика и вычислительная техника*. 2016. Вып. 186. С. 78–93.
3. Спосіб лікування мовних порушень: пат. на винахід № 111388 Україна: МПК (2006.01), A61N 1/36. № a201406092; заявл. 03.06.2014, опубл. 25.04.16, Бюл. № 8. 4 с.
4. Столярова Л.Г., Ткачева Г.Р. Реабилитация больных с постинсультными двигательными расстройствами. М.: Медицина, 1978. 216 с.
5. Белова А.Н., Прокопенко С.В. Нейрореабилитация. М., 2010. 1288 с.
6. Вінничук С.М. Судинні захворювання головного та спинного мозку. К.: Наукова думка, 1999. 114 с.

7. Виленский Б.С. Инсульт: профилактика, диагностика и лечение. СПб.: ООО "Издательство "Фолиант"", 2002. 397 с.
8. Долгова Н.Ю., Воронцов С.А., Кириченко О.В. и др. Реабилитационное лечение неврологических больных в условиях санатория. *Кремлевская медицина. Клинический вестник*. 2013, №4. С. 53–56.
9. Белова А.Н., Щепетова О.Н. Шкалы, тесты и опросники в медицинской реабилитации. М.: Антидор, 2002. 440 с.
10. Кадыков А.С., Черникова Л.А., Шахпаронова Н.В. Реабилитация неврологических больных. М.: МЕДпресс-информ, 2008. 560 с.
11. Смычек В.Б., Пономарева Е.Н. Черепно-мозговая травма (клиника, лечение, экспертиза, реабилитация). Мн.: НИИ МЭ и Р, 2010. 430 с.
12. Самсонова А.В., Барникова И.Э., Крестинина А.А. Неинвазивные методы оценки композиции мышечных волокон. *Вісник Чернігівського національного педагогічного університету. Сер.: Педагогічні науки. Фізичне виховання та спорт*. Чернігів, 2014. Вип. 118(1). С. 323–326.
13. Вовк М.І., Пелешок С.Р., Галян Е.Б., Овчаренко М.А. Методика оценки моторных и сенсорных нарушений речи. *Сборник статей научно-информационного центра «Знание» по материалам XI международной заочной научно-практической конференции: «Развитие науки в XXI веке» 3 часть, г. Харьков: сборник со статьями (уровень стандарта, академический уровень)*. Д.: Научно-информационный центр «Знание», 2016. С. 70–76.

Отримано 9.06.2017

## REFERENCES

1. Kolenko Ph.H., Stetsenko A.V., Stetsenko N.N. Optimization of the rehab process during cerebral stroke. *Herald Sumy State University. Series Medicine*. 2007. № 2. P. 61–66 (in Russian).
2. Vovk M.I. New opportunities for movement and speech rehabilitation. *Kibernetika i vyčislitelnaâ tehnika*. 2016. Iss.186. P. 78–93 (in Russian).
3. The way to treat speech disorders: pat. UA, A61N 1/36, no. 111388, claimed 03.06.2014, published 25.04.2016, Bulletin no 18 (in Ukrainian).
4. Stolyarova L.H., Tkachova H.R. Rehabilitation of patients with post-stroke motor disorders. М.: Medicine, 1978. 216 p. (in Russian).
5. Belova A.N., Prokopenko S.V. Neurorehabilitation. М., 2010. 1288 p. (in Russian).
6. Vinnychuk S.M. Vascular diseases of the brain and spinal cord. К.: Naukova Dumka, 1999. 114 p. (in Ukrainian).
7. Vilenskyi B.S. Stroke: prevention, diagnosis and treatment. SPb.: Publishing house "Foliant", 2002. 397 p. (in Russian).
8. Dolgova N.Yu., Vorontsov S.A., Kirichenko O.V., Makarova I.Yu. Rehabilitation treatment of neurological patients in a sanatorium. *The Kremlin medicine. Clinical Herald*. 2013, №4. P. 53–56 (in Russian).
9. Belova A.N., Schepetova O.N. Scales, tests and questionnaires in medical rehabilitation М.: Antidor, 2002. 440 p. (in Russian).
10. Kadykov A.S., Chernikova L.A., Shakhparonova N.V. Rehabilitation of Neurological Patients. М.: MEDpress-inform, 2008. 560 p. (in Russian).
11. Smychek V.B., Ponomareva E.N. Craniocerebral injury (clinic, treatment, examination, rehabilitation). Мн.: Research Institute of ME and R, 2010. 430 p. (in Russian).
12. Samsonova A.V., Barnikova I.E., Krestinina A.A. Non-invasive methods for evaluating the composition of muscle fibers. *News of the Chernigiv National Pedagogical University. Ser.: Pedagogical science. Physical education and sport*. Chernigiv, 2014. Vol. 118 (1). P. 323–326 (in Russian).
13. Vovk M.I., Peleshok S.R., Galian E.B., Ovcharenko M.A. Method for assessing motor and sensory speech disorders. *Collection of articles of the scientific and information center "Znaniye" on the basis of the XI international correspondence scientific-practical conference: "The development of science in the XXI century" 3 part, Kharkov: a*

collection with articles (standard level, academic level). D.: Scientific and Information Center "Knowledge", 2016. P. 70–76.

Received 9.06.2017

*М.И. Вовк*, канд. биол. наук, старш. науч. сотр.,  
зав. отд. биоэлектрического управления и медицинской кибернетики  
e-mail: dep140@irtc.org.ua

*А.А. Куцяк*, канд. техн. наук, науч. сотр.,  
отд. биоэлектрического управления и медицинской кибернетики  
e-mail: spirotech85@ukr.net

*А.Д. Лаута*, канд. мед. наук, старш. науч. сотр.,  
отд. биоэлектрического управления и медицинской кибернетики

*М.А. Овчаренко*, и.о. младш. науч. сотр.,  
отд. биоэлектрического управления и медицинской кибернетики  
e-mail: ovcharenko-marina@i.ua

Международный научно-учебный центр информационных технологий и систем НАН и МОН Украины, просп. Академика Глушкова 40, г. Киев, 03187, Украина

#### ИНФОРМАЦИОННОЕ СОПРОВОЖДЕНИЕ ИССЛЕДОВАНИЙ ДИНАМИКИ ВОССТАНОВЛЕНИЯ ДВИЖЕНИЙ ПОСЛЕ ИНСУЛЬТА

Разработана методика количественной оценки эффективности восстановления двигательных функций у больных после инсульта. Особенность методики состоит в количественной оценке динамики дефицита двигательных функций отдельно пораженных нижней и верхней конечностей, их проксимальных и дистальных отделов, в том числе тонкой моторики кисти, по основным и дополнительным критериям. Методика позволяет исследовать вклад этих показателей в интегральную количественную оценку эффективности восстановления движений при реабилитационных мероприятиях. Предназначена для информационной поддержки принятия врачебных решений по формированию индивидуального плана реабилитации двигательных и речевых функций у больных после инсульта. Прошла пилотную клиническую апробацию при исследованиях динамики восстановления двигательных функций после инсульта при использовании инновационной технологии тренировки / восстановления движений ТРЕНАР®.

**Ключевые слова:** количественная оценка, критерии, реабилитация, эффективность, инсульт, двигательные функции, речь, нарушения.

*M.I. Vovk*, PhD (Biology), Senior Researcher,  
Head of Bioelectrical Control & Medical Cybernetics Department  
e-mail: dep140@irtc.org.ua

*O.A. Kutsyak*, PhD (Engineering), Researcher,  
Bioelectrical Control & Medical Cybernetics Department  
e-mail: spirotech85@ukr.net

*A.D. Lauta*, PhD (Medicine), Senior Researcher,  
Bioelectrical Control & Medical Cybernetics Department

*M.A. Ovcharenko*, Junior Researcher,  
Bioelectrical Control & Medical Cybernetics Department  
e-mail: ovcharenko-marina@i.ua

International Research and Training Center for Information Technologies and Systes of the  
NAS of Ukraine and of Ministry of Education and Science of Ukraine,  
ave. Acad. Glushkov 40, Kyiv, 03187, Ukraine

#### INFORMATION SUPPORT OF RESEARCHES ON THE DYNAMICS OF MOVEMENT RESTORATION AFTER THE STROKE

*Introduction.* The results of clinical testing of the innovative technology TRENAR<sup>®</sup> confirmed its effectiveness in motor and speech recovery after a stroke. The main advantage of the technology that enables a more efficient motor and speech recovery is advanced training programs, based on different methods. This allows one to select individual approach to the rehabilitation process. In order to determine a personalized recovery plan it is necessary to develop criteria to quantify motor recovery dynamics.

*The purpose* of the research is to determine criteria for separately quantifying recovery dynamics in proximal and distal parts of the upper and lower extremities, as well as to perform an integral quantitative assessment of the severity of motor function disorders after a stroke.

*Results.* The method for quantitative estimation of the effectiveness of motor function rehabilitation after a stroke was developed.

One special feature of the technique is separate quantitative assessment of the motor function deficit dynamics of the affected lower and upper extremities, their proximal and distal sections, including fine motor skills, according to basic and additional criteria. The technique allows us to study the contribution of these indicators to the integral quantitative evaluation of the effectiveness of motor recovery during rehabilitation process. The technique has successfully passed pilot clinical trials during the studies of motor function recovery dynamics after a stroke when innovative technology TRENAR<sup>®</sup> for motor training / recovery was used. It is intended for informational support of medical decision-making when devising an individual plan for the rehabilitation of motor and speech functions after a stroke.

*Conclusion.* The method for quantitative assessment of motor function recovery dynamics forms the basis for assessing the effectiveness of rehabilitation processes in patients after a stroke and for developing individual plans for rehabilitation. It serves as the digital informational support for physicians and will be essential for developing mobile applications for smartphones and tablets that can be used during the rehabilitation process.

**Keywords:** *quantitative assessment, criteria, rehabilitation, effectiveness, stroke, motor functions, speech, disorders.*

---

DOI: <https://doi.org/10.15407/kvt188.02.075>

UDC 616.89-07-08(035):616-036.82:355.11:355.721

**A.V. SHVETS**<sup>1</sup>, Dr (Medicine), Senior Researcher,  
Head of Research Department of Special Medicine and Psychophysiology of Research  
Institute of Military Medicine of Ukrainian Military Medical Academy  
e-mail: shvetsandro@gmail.com

**A.Y. KICH**<sup>2</sup>, PhD (Medicine),  
Head of Military Medical Clinical Center of Occupational Pathology  
e-mail: kikh76@ukr.net

<sup>1</sup> Research Institute of Military Medicine of Ukrainian Military Medical Academy,  
04655, Ukraine, Kiev, Melnikova Str. 24

<sup>2</sup> Military Medical Clinical Center of Occupational Pathology of Servicemen  
of Ukrainian Armed Forces, 08203, Ukraine, Kyiv region, Irpin. 11-line Str. 1.

## **THE DECISION SUPPORT MODEL FOR FORECASTING OF WOUNDED AND SICK RESTORATION IN HOSPITAL CONDITIONS BASED ON PSYCHOPHYSIOLOGICAL DATA**

---

*Introduction.* The psychological unpreparedness, non-coping fear with the responsibilities, feeling guilt to the dead, striving to survive in terms of destruction and deaths of others, extreme strain of duty, violations of food recreation and other harmful factors of duty undoubtedly reduce the human adaptive reserves and lead to non-constructive changes of behaviors and disadaptation syndrome that need their assessment for further rehabilitation treatment requirement.

*The purpose of the study* is to elaborate the decision support model for medical recovery assessment by estimation of functional state of wounded and sick persons during their treatment in hospital conditions to substantiate the necessity of a further rehabilitation.

*Materials and methods.* There were selected two groups of 25–45 ages' men: I group — 30 persons that got mild traumatic brain injury (mTBI) during the 2014–2015 years and had comorbid somatic pathology, the II group — 30 people who had only therapeutic pathology. The assessment of functional state (FS) was based on heart rate variability (HRV) and electroencephalography (EEG) data before and after their rehabilitation treatment.

*Results.* The features of patients recovering based on the study of EEG and HRV characteristics were significantly worse according to the functional state (FS) of individuals that had mTBI (only 23,3 % of positive dynamics) comparing with others (83,4 %;  $p < 0,001$ ). There were described structural features of three types of EEG phenomena, which occur in patients with mTBI. The analysis of interrelations of EEG and HRV data additionally confirms a slow recovery of FS of patients with mTBI. The physiological value of FS regulation was the highest among individuals that had mTBI.

*Conclusions.* The decision support model for assessment of human recovery potential by evaluation of functional state of wounded and sick persons allows quantitatively predict the

need for further rehabilitation after the hospital treatment. It was shown that application of EEG and HRV hardware during rehabilitation of combatants in hospital conditions allows to evaluate a specific morphological defects and the degree of human rehabilitation potential.

**Keywords:** *rehabilitation potential, participants in anti-terrorist operations, functional state, heart rate variability, electroencephalography.*

## INTRODUCTION

The number of Ukrainian citizens and military personnel who need rehabilitation is growing up due to the non-stable situation in Ukraine, especially in its eastern part, where Anti-Terrorist Operation (ATO Zone) is conducted. The moral and psychological unpreparedness, a distress among military personnel that cannot be coped, striving to survive in terms of destruction and death of others, extreme tension of labor, violations of food and recreation and other harmful factors of work with no doubt reduce an adaptation reserves and cause non-constructive behavioral changes and disadaptation syndrome.

It is well known that health is a dynamic phenomenon so it needs monitoring. Hence, the "functional state" (FS) is widely used for detecting subtle changes in health indicators [1, 2, 3]. The definition of "functional state" can be used to characterize the functioning of certain organs, physiological systems and the whole body. "Interaction of spatially distributed dynamic processes that occur in the central nervous system (CNS) and in the whole body eventually determines the wide-ranging classes of psychophysiological phenomena that can be qualified as a "state" [4].

The existing methods of monitoring of rehabilitation effectiveness are usually based on different physical activity samples [5]. However, the presence of complex pathology among the ATO participants (combination somatic injuries and mental disorders) often makes the performance of such tests impossible. Therefore, there is a need to use other effective measures to comprehensively take into account many changes in human FS without the physical activity usage.

One of the most common methods of human brain investigation is electroencephalographic (EEG) study. Generally recognized criteria of dynamics of CNS FS is frequency-amplitude characteristic of brain biopotentials. For that reason, the stability of the dominant alpha rhythm is considered as indicator of optimal brain function. The EEG desynchronization reflects on the increasing of brain excitability and lability, growing the activation process up. Conversely, the growing synchronization of bioelectrical activity with increasing amplitude and decreasing frequency of the dominant brain rhythm indicates a reduction of brain functions [1, 6, 7, 8].

Due to the neurohumoral and autonomic regulation of the circulatory system as an important part of human adaptation to changing environmental factors, there is another equally important method for the FS assessment as the heart rate variability (HRV) examination [1]. While computed tomography and magnetic resonance imaging scans are often normal, the individual with traumatic brain injury (TBI) has cognitive problems such as headache, difficulty thinking, memory problems, attention deficits, mood swings and frustration. These injuries are commonly overlooked [9]. Even though this type of TBI is called



“mild”. Thus, the EEG and HRV examination for assessing the FS recovery during rehabilitation of wounded and sick especially with mild TBI in hospital conditions is an urgent task of modern military neuroscience and clinical medicine.

The aim is elaboration of the decision support model for medical recovery assessment by estimation of functional state of wounded and sick persons during their treatment in hospital conditions to substantiate the necessity of a further rehabilitation.

## **MATERIALS AND METHODS**

The 1<sup>st</sup> group of examined military personnel was formed from 30 men aged 25–45 years who had mTBI and comorbid somatic pathology, and 2<sup>nd</sup> group — 30 men with the same age who did not have mTBI but were treated (rehabilitated) due to other therapeutic pathology at hospital. The vast majority of these people (90 %) consisted of mobilized soldiers who performed tasks in the anti-terrorist operation area approximately one year. A control 3<sup>rd</sup> group of 73 healthy men with the same age range was examined to compare the results of the research.

Each servicemen was treated by individual rehabilitation program during 12–14 days. This course provided the best range of types, forms, capacities, timelines of rehabilitation measures determining the order of their performance, and it was aimed to rehabilitation and compensation of violated or lost functions and capabilities of a particular person to perform certain activities. The study of the psychophysiological characteristics of these persons was performed in the morning (from 8 to 12 a.m.) before and after rehabilitation treatment in accordance with the ethical standards of the responsible committee and with the Helsinki Declaration.

The study of the autonomic nervous system was carried out according to "international standards" analysis of heart rate variability (Heart Rate Variability, 1996) [10, 11] for five minutes in the first standard lead. The psychophysiological characteristics were recorded using a special hardware and software system "MPFY Rhythmograph 1" elaborated at the Kharkov National University of Radioelectronics. The system is designed to monitor the heart rhythm (HR) from the ECG signals in the first standard lead with time and spectral statistical analysis of heart rate. The following characteristics of HRV data have been investigated in this research:

1. Statistical parameters — (mode of RR- intervals (mRR, ms), standard deviation of RR- intervals (SDNN, ms), Baevsky stress index (IN % / s2), mode amplitude (AMo, %);

2. Parameters of HR spectral analysis – total spectral power (TP) in the range 0,003–0,4 Hz characterizes the overall absolute level of activity of human regulatory systems; VLF — spectral power in the very low frequency range 0,015–0,04 Hz — relative assessment of sympathetic regulation level of activity; LF — spectral power in the low frequency range of 0,04–0,15 Hz — relative assessment of the vasomotor center activity; HF — spectral power in the high-frequency range 0,15–0,4 Hz — relative assessment of the parasympathetic regulation level of activity (respiratory waves) [0, 0, 0].

The EEG study was performed using electroencephalographic complex NeuroCom Standard developed in Scientific-technologic Center of radioelectronic medical devices and technologies of National Aerospace University. The data were recorded in 16 standard monopolar leads (Fp, F, C, T, P, O) from both hemispheres of patients with closed eyes in accordance to the international system "10–20" (Jasper, 1958) combined with auricular reference electrode. Sampling frequency was 250 Hz. There was performed a visual and software analysis for one minute EEG examination in the 1–50 Hz frequency range.

The average power of spectral data have been studied for each EEG lead using fast Fourier transformation. The value of power spectrum in standard physiological frequency bands: Delta (1–4 Hz.), Theta (4–8 Hz.), Alpha (8–13 Hz.), Beta (13–35 Hz.), Gamma (35–50 Hz.) has been analyzed. Fragments with artifacts were processed to their extinction based on the technology of the independent component analysis; otherwise, they were excluded from further analysis [7, 13].

Analysis of the results was performed by methods of descriptive and non-parametric statistics (Spearman's correlation coefficient), cluster, factor and discriminant analyses using the STATISTICA 6.1.478.0 software [14].

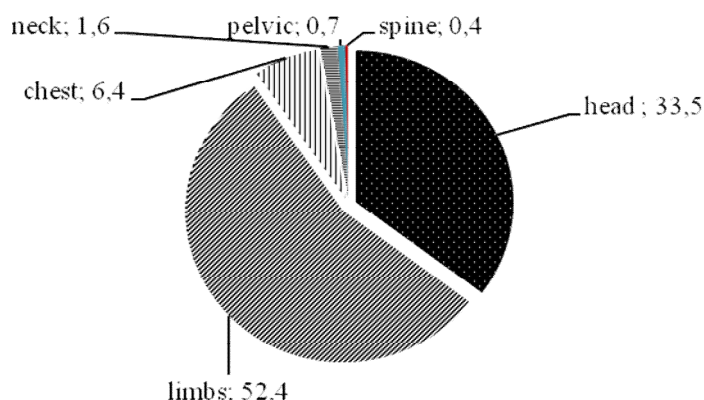
## RESULTS AND DISCUSSION

First of all, attention it should be paid attention to the features of the combat traumatic brain injury. TBI has its own peculiarities, which stipulate the need for a specific approach to the first aid, treatment and rehabilitation. At first, this is the specific effects of damage to the anatomical integrity of the central nervous system, which are characterized by specific violations or "exclusion" of functions. Functional insufficiency is directly dependent on the level of the zone of injury (for brain injury). The immediate consequences of violations of anatomical integrity are the violation of the regulatory, transmitter conductor, neurotrophic and mental functions of the human body. Neurotrauma, like most traumatic injuries, is accompanied by a martial traumatic injury, which is often an extremely powerful complicating component in these cases.

The peculiarities of moderate and severe TBI include the significant functional constraints that it leads to, in most cases, the impossibility of military duties performing, the high percentage of disability, and psychosocial disadaptation. The consequences of mild neurotropy are often a violation of the psychoemotional sphere, which also does not contribute to the full-fledged social functioning of the soldier or veteran. In addition, the possibility of specific and non-specific complications of neurotropy should be taken into account.

The use of high-energy weapons, mainly artillery, leads to a corresponding increase in the number of traumatic brain damage mainly, and to a lesser extent, injuries of the spine and spinal cord. In 2016 approximately 33.5% were head injuries (Fig. 1) of all combat pathology, and by mid-2017, this pathology have been occurring almost in half of the structure of all casualties.

Thus, in the current hybrid war, damage to the central nervous system accounts for more than a third of all traumas, while in recent times there has been a tendency to increase this proportion due to the consequences of blust explosions.



**Fig. 1.** The structure of traumatic injury in 2016.

Analysis of the EEG data shows that 45 % of patients after mTBI obtained in wide-ranging period (3 months — 1 year) had a high level of beta activity on the background of irregular alpha rhythm combined with diffuse delta activity. Therefore, in our opinion, a marker for FS recovery should apply initial  $\alpha / \beta^I$  EEG ratio in time of admission to hospital and  $\alpha / \beta^{II}$  before patient discharging (after rehabilitation).

The next EEG phenomenon, which was observed in 30 % of patients, is characterized by disorganized activity that manifests itself in slow irregular alpha rhythm against the background of paroxysmal bursts of theta rhythm with high amplitude. This pattern was observed among patients who get contusions of the brain and can be explained by violation of the brain diencephalic area (thalamic nuclei irritation). The 25 % of patients had EEG characterizing by very low amplitude waves that can be described as a flattened version of EEG. Furthermore, in the area of brain contusion there were local delta waves that predominated in amplitude of delta activity in other parts of the cortex and confirmed the right or left-side concussion (high skewness coefficient).

Statistical analysis of EEG parameters in terms of their skewness and kurtosis indicates the presence of heterogeneity of the studied data. The additional distribution into the more homogeneous groups was not performed due to the small size of the studied groups; therefore, the non-parametric methods of descriptive statistics in the next study have been used.

A history of mTBI patients is reflected on significantly lower alpha activity in the 1<sup>st</sup> group indicating a significant activating effect of tonic brain structures, including the pronounced influence of sympathetic autonomic nervous system. A similar phenomenon is observed among members of the 2<sup>nd</sup> group (Table. 1).

Beta activity, which may characterize the state of working capacity of the 1<sup>st</sup> and 2<sup>nd</sup> groups, significantly differs from control group in average power of the EEG spectrum in beta range. However, the average amplitude of the EEG spectrum in beta range was significantly different from the control group only among the 1<sup>st</sup> group members.

The significant difference between people of control group and patients were observed only among members of the 1<sup>st</sup> group in the EEG theta range indicating the presence of their pronounced neuro-emotional tension (Table 1).

The initial total average amplitude of EEG spectrum in the theta range is significantly higher among representatives of the 1<sup>st</sup> group comparing with the 2<sup>nd</sup> group, indicating a more pronounced neuro-emotional stress of patients with mTBI. After rehabilitation / treatment of the 2<sup>nd</sup> group patients there was observed a significant decreasing of the power indices in theta-band of EEG spectrum comparing with the 1<sup>st</sup> group in which significant decrease was in the average amplitude values of the total power range of EEG spectrum in theta-

**Table 1. Average EEG spectral range data before and after rehabilitation treatment ( $M \pm m$ )**

EEG rhythm	Average indices of EEG total power spectrum ranges, %				
	1st group		2nd group		Control group
	Initial	After rehabilitation	Initial	After rehabilitation	
$\delta$	32,61 $\pm$ 5,52##	31,38 $\pm$ 2,79###	32,86 $\pm$ 3,49###	24,66 $\pm$ 1,85+###*	12,99 $\pm$ 1,05
$\theta$	20,12 $\pm$ 2,83#	15,17 $\pm$ 2,18	16,60 $\pm$ 1,43	12,18 $\pm$ 1,35+	14,23 $\pm$ 1,01
$\alpha$	18,22 $\pm$ 2,80###	19,65 $\pm$ 3,74###	19,09 $\pm$ 2,16###	25,60 $\pm$ 1,84+###**	46,96 $\pm$ 3,02
$\beta$	12,83 $\pm$ 1,77#	11,99 $\pm$ 0,96##	9,83 $\pm$ 1,45###	10,93 $\pm$ 0,93###	17,60 $\pm$ 1,41
$\gamma$	5,53 $\pm$ 2,47	6,04 $\pm$ 1,60	2,21 $\pm$ 0,76	3,10 $\pm$ 0,85	3,21 $\pm$ 0,40
$\alpha/\beta$	1,38 $\pm$ 0,33##	1,52 $\pm$ 0,38##	2,23 $\pm$ 0,36	2,53 $\pm$ 0,33*	2,67 $\pm$ 0,24
Average amplitude of total range EEG spectrum, mV					
$\delta$	32,20 $\pm$ 3,08###	30,72 $\pm$ 1,92###	30,46 $\pm$ 3,01###	22,71 $\pm$ 1,39+###***	18,24 $\pm$ 0,96
$\theta$	21,75 $\pm$ 2,89#	13,93 $\pm$ 1,48+	14,34 $\pm$ 0,81	13,31 $\pm$ 2,95	14,34 $\pm$ 0,92
$\alpha$	14,32 $\pm$ 1,17###	17,57 $\pm$ 1,84###	17,43 $\pm$ 0,98###*	20,26 $\pm$ 2,17##	27,21 $\pm$ 1,22
$\beta$	13,82 $\pm$ 1,08##	12,98 $\pm$ 0,75##	10,77 $\pm$ 0,54**	10,20 $\pm$ 0,47**	10,32 $\pm$ 0,57
$\gamma$	5,93 $\pm$ 1,18	6,26 $\pm$ 1,28	4,57 $\pm$ 0,86	4,20 $\pm$ 0,61	4,34 $\pm$ 0,72
$\alpha/\beta$	1,11 $\pm$ 0,18###	1,39 $\pm$ 0,12###	1,61 $\pm$ 0,14###*	2,12 $\pm$ 0,08++#####	2,52 $\pm$ 0,07
Average value of frequency that is dominant in each of EEG rhythms, Hz					
$\delta$	1,04 $\pm$ 0,05###	1,43 $\pm$ 0,10++	1,80 $\pm$ 0,17###***	1,42 $\pm$ 0,09+	1,43 $\pm$ 0,03
$\theta$	5,65 $\pm$ 0,14#	5,70 $\pm$ 0,29	5,44 $\pm$ 0,28	6,12 $\pm$ 0,15+###	5,26 $\pm$ 0,09
$\alpha$	9,74 $\pm$ 0,40	9,82 $\pm$ 0,27	9,68 $\pm$ 0,18	9,69 $\pm$ 0,12	9,84 $\pm$ 0,10
$\beta$	15,34 $\pm$ 0,53	14,89 $\pm$ 0,27	14,87 $\pm$ 0,43	15,16 $\pm$ 0,23	15,72 $\pm$ 0,42
$\gamma$	48,19 $\pm$ 0,94##	47,25 $\pm$ 2,62#	44,54 $\pm$ 1,51*	48,81 $\pm$ 1,04+##	39,24 $\pm$ 2,78

Note: Statistically significant difference of EEG data between the 1<sup>st</sup> and 2<sup>nd</sup> groups by Mann-Whitney U-test: \*\*\* $p < 0,001$ , \*\* $p < 0,01$ , \* $p < 0,5$ ; #, ##, ### — statistically significant difference of EEG data between control group and groups 1 and 2 by U-test correspond to  $p < 0,001$ ,  $p < 0,01$ ,  $p < 0,5$  levels; +, ++, +++ — statistically significant difference of EEG data before and after the treatment by U-test correspond to  $p < 0,001$ ,  $p < 0,01$ ,  $p < 0,5$  levels.

band. This may indicate different mechanisms of nervous-emotional stress overcoming at hospital level of treatment.

The EEG analysis of patients shows significant changes toward the decrease in power of delta activity after rehabilitation / treatment of the entire cohort of the 2<sup>nd</sup> group people, indicating a better recovery of their initial signs of central fatigue and the effects of hypoxemia in the CNS in comparison with the 1<sup>st</sup> group.

Quite sensitive indicator of rehabilitation / treatment effectiveness was  $\alpha / \beta$  index. Thus, the increasing of some parts of amplitude and power of EEG spectrum in alpha range comparing with the beta range after rehabilitation / treatment was observed only among members of the 2<sup>nd</sup> group. Moreover, the level of this indicator was significantly higher in the 2<sup>nd</sup> group people compared to the 1<sup>st</sup> group, which indicates a greater tendency to recovering normal brain electrical activity among individuals who did not have mTBI.

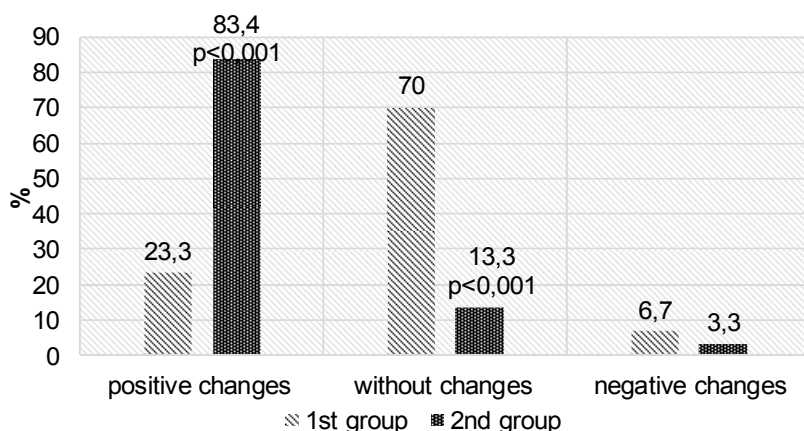
Average levels of frequencies that dominate in each of EEG rhythms did not go beyond the normative range, but have certain features. In consequence, the average rate of EEG spectrum in the gamma range obtained from representatives of the 1<sup>st</sup> and 2<sup>nd</sup> groups were higher than in the control group. In the time of patients' admission to hospital the average level of frequencies in the delta range was significantly lower compared to the second group.

This level did not have significant difference between the control group and both groups of patients after the treatment. Consequently, lower average frequency at the beginning of treatment with a slight change in amplitude of delta range indicate a slow recovery processes and signs of fatigue among individuals of the 1<sup>st</sup> group even after the treatment. This is also confirmed by the fact that only 23,3 % of the 1<sup>st</sup> group patients had positive changes in the EEG data (Fig. 2).

Most people (70,0 %) of the 1<sup>st</sup> group did not have EEG changes after inpatient treatment because the EEG manifestations of concussion can exist more than three years. In some cases (6,7 %) there was recorded tendency to negative changes in delta and alpha EEG bands, which can explained by violation of excitation and inhibition in the central nervous system [0]. The betterment of the brain electrical activity after hospital treatment was observed in most cases of 2<sup>nd</sup> group, (83,4 %). 13,3 % of servicemen still had essentially unchanged bioelectric pattern and 3,3 % had its deterioration.

So, the bioelectric patterns of the 1<sup>st</sup> group of people due to excessive stimulating effect of brain activating centers and sympathetic nervous system characterized by significant functional deterioration of brain bioregulation and by the growth of inhibitory processes in the central nervous system (significant, around 7 % increase in the delta range activity). The features of recovering of the servicemen FS in terms of the EEG data are important from theoretical and practical point of view.

It is important for practice that against the background of a positive result of treatment by conventional clinical indicators there were revealed the features of FS recovering based on the EEG data, which indicate the ambiguity of the recovery process and certain need for further rehabilitation of mTBI people. In addition, the presence of significant inverse correlation between coefficients



**Fig. 2.** Features of FS recovery among wounded and sick patients using EEG data.

$\alpha / \beta$  (ratio of average amplitudes respectively in  $\alpha$  and  $\beta$  band spectrum) before rehabilitation treatment and the average amplitude of  $\delta$  and  $\theta$  ranges of the spectrum (Spearman correlation criteria  $R = -0,46$  and  $R = -0,42$ ;  $p < 0,05$ ), and the average EEG power index in  $\delta$  spectrum ( $R = -0,38$ ,  $p < 0,05$ ) after the treatment demonstrate the ability to predict the degree of FS recovery (human rehabilitation potential) based on  $\alpha / \beta$  coefficient.

At its higher levels before rehabilitation / treatment in hospital conditions there was a reduction of the  $\delta$  and  $\theta$  ranges contribution in the spectrum, which may indicate a neuro-emotional stress decreasing, central fatigue signs and effects of hypoxemia in the CNS. The level of its ratio below 1.5 may indicate low human rehabilitation potential. In addition, according to some researches [8, 15, 16], the phenomenon of  $\beta$ -band dominations over the  $\alpha$ -range indicates a high probability of PTSD progress among military personnel.

The estimation of human adaptive capacity, and therefore the rehabilitation potential of people can also be obtained by visual viewing of heart rhythmography [17]. Fluctuations of heart rate and its scale can suggest a range of regulatory process possibilities of human [18].

Considering mRR index that characterizes the energy level of functioning of the cardiovascular system, it can be noticed that mRR index was the highest in control group (Table 2).

Thus in patients with mTBI (Group I) mRR rate was significantly lower than in control group. After the treatment the mRR rate was significantly improved ( $p < 0,05$ ) only in members of the 2<sup>nd</sup> group of military personnel in comparison with the 1<sup>st</sup> group, indicating a high energy level of cardiovascular system functioning in mTBI patients comparing with healthy individuals and patients with therapeutic diseases.

It should be noted that most of the indexes of HRV in the 1<sup>st</sup> and 2<sup>nd</sup> groups before discharge from the hospital were significantly different from the control group. However, there were some features in the FS recovery of the 2<sup>nd</sup> group of people after rehabilitation treatment. The total assessment of adaptive capacity, which was measured in terms of SDNN, before rehabilitation treatment was the

lowest in the 1<sup>st</sup> group. There was only a slight tendency to improving of adaptive capacity of patients after their treatment.

The degree of centralization of heart rate's neurovegetative regulation, measured in terms of AMo, at the beginning of the treatment was slightly lower in the 2<sup>nd</sup> group of people in comparison with the 1<sup>st</sup> group. The highest degree of centralization (in terms of AMo) was observed among individuals of the 1<sup>st</sup> group before their discharge.

Table 2. Indexes of heart rate variability,  $M \pm m$

Indexes of HRV	Before rehabilitation		Control group
	1st group	2nd group	
mRR, ms	736,63±15,28###	689,71±29,99###	976,0±42,3
SDNN, ms	26,85±5,34###	35,10±4,79###	63,6±6,35
AMo, %	63,15±3,58###	56,28±4,36###	37,0±2,49
IN, %/s2	328,03±35,15###	279,04±41,76##	150±15,22
TP, ms 2	495,67±76,16****	976,22±67,66###	2893,15±142,14
VLF, ms 2	183,67±41,96****	378,06±54,12###	792,18±52,14
LF, ms 2	236,33±54,42###	369,72±53,11###	1509,33±112,12
HF, ms 2	75,17±15,53****	165,71±35,12###	593,47±42,21
LF/HF, cu	7,52±1,34****	4,44±0,66###	1,7±0,32
VLF/HF, cu	12,68±2,40###	8,11±1,16###	1,45±0,26
(VLF+LF)/HF, cu	20,46±2,45****	12,59±1,62###	3,11±0,42
VLF/(LF+HF), cu	0,96±0,04##	1,34±0,19##	0,58±0,11
After rehabilitation			
mRR, ms	730,00±36,78###	759,91±17,56###+	976,0±42,3
SDNN, ms	28,45±5,51###	38,40±3,50##	63,6±6,35
AMo, %	62,22±10,86#	51,21±2,92###	37,0±2,49
IN, %/s2	317,40±67,44#	210,70±26,15#	150±15,22
TP, ms 2	619,33±82,49****	1213,94±97,31###+	2893,15±142,14
VLF, ms 2	279,33±54,65****	549,90±42,00###+	792,18±52,14
LF, ms 2	286,83±25,88****	498,55±52,25###	1509,33±112,12
HF, ms 2	53,17±18,25****	228,50±31,31##	593,47±42,21
LF/HF, cu	9,78±1,96****	4,02±0,76##	1,7±0,32
VLF/HF, cu	12,52±3,07****	4,87±0,94##+	1,45±0,26
(VLF+LF)/HF, cu	22,14±4,48****	8,90±1,43###	3,11±0,42
VLF/(LF+HF), cu	1,06±0,32	1,08±0,18#	0,58±0,11

Note: Statistically significant difference of HRV data between 1st and 2nd groups by Mann-Whitney U-test: \*\*\* $p < 0,001$ , \*\* $p < 0,01$ , \* $p < 0,5$ ; #, ##, ### — statistically significant difference of HRV data between control group and groups 1 and 2 by U-test correspond to  $p < 0,001$ ,  $p < 0,01$ ,  $p < 0,5$  levels; +, ++, +++ — statistically significant difference of HRV data before and after the treatment by U-test correspond to  $p < 0,001$ ,  $p < 0,01$ ,  $p < 0,5$  levels.

It is noteworthy that most of the spectral characteristics of HRV (TP, VLF, LF, HF, LF / HF, VLF / HF, (VLF + LF) / HF) were significantly better in the members of the 2<sup>nd</sup> group in comparison with the 1<sup>st</sup> group before and after the rehabilitation treatment in hospital conditions.

The index of vegetative balance (LF / HF) obtained from the 1<sup>st</sup> group of people had the highest level comparing with other groups, indicating a marked tension of regulatory processes due to mostly sympathetic nervous system influence on patients with mTBI in history.

The index of subcortical nerve centers activation (VLF/HF) before the treatment was the highest in the 1<sup>st</sup> group of people. Before discharge patients the VLF/HF rates significantly differs only in members of the 2<sup>nd</sup> group.

The index of centralization ((VLF + LF) / HF) is the highest in the first group of people that indicates the presence of disadaptation processes in patients with mTBI and violation of regulation at both segmental (basal) and suprasegmental (nuclear) brain structures, and reducing of inhibitive cerebral cortex influence on them. The centralization index was not significantly changed after the treatment in all studied groups, but the tendency to it improvement was observed in members of the second group.

The subcortical-stem index (VLF / (LF + HF)) was not significantly transformed after the treatment in the 1<sup>st</sup> and 2<sup>nd</sup> groups of people and mostly was characterized by predominance of the central influence on the heart rhythm control, reflecting the tension of the system functioning and the trend to double control of regulation processes.

It should be noted that the low level of modulation of hormonal regulatory mechanisms according to typical indicator VLF was observed in the 1<sup>st</sup> and 2<sup>nd</sup> groups before admission to the hospital. The significant improvement ( $p < 0,05$ ) of regulatory processes was only occurred among the members of the 2<sup>nd</sup> group after their treatment. However, the low levels of mobilization and rehabilitation potentials of human that were measured in terms of HF and LF indexes at the beginning of rehabilitation treatment in hospital conditions become moderate in average range 300–700 ms<sup>2</sup> after the treatment of the 2<sup>nd</sup> group members.

The total power of neurohumoral regulation spectrum was very low in the 1<sup>st</sup> and 2<sup>nd</sup> groups comparing with normative values. This indicates the presence of fatigue, which is accompanied by decreasing of human creative potential and performance. The time and resources needed for human recovering are significantly higher in patients of studied groups. The hypoergic variants of response are inherent to most representatives (70 %). Only 13,3 % of people have TP indexes within the physiological norm.

Positive is that the TP is significantly improved in the representatives of the 2<sup>nd</sup> group after rehabilitation treatment, indicating a better adaptation reserve of them comparing with persons of the 1<sup>st</sup> group. Thus, we can conclude that people with adaptation disorders (1<sup>st</sup> and 2<sup>nd</sup> groups) were characterized by a high level of centralization of regulation of the cardio circulation system in terms of HRV data before the treatment, which reflects in some cases a higher physiological regulation value of FS.

It has been found that only 30% of the 1<sup>st</sup> group members had positive changes in HRV data (Fig. 3).



Most people (63,3 %) of the 1<sup>st</sup> group did not have changes in the HRV characteristics after a treatment in hospital. In some cases (6,7 %) a tendency to adverse changes in spectral HRV characteristics has been recorded. The betterment of HRV characteristics after hospital treatment of the second group representatives have been improved in most cases (70 %). 23,3 % of people had HRV parameters which are essentially remained unchanged. The deterioration of HRV parameters in 6,7 % cases has been observed too. The last case was also described in similar studies of other scientists and corresponds with their data [15, 19].

An important step in this research was to find interconnections for establishing the degree of tension of regulatory processes. This has been done by using a cluster analysis (clustering criterion was 1 — Spearman R).

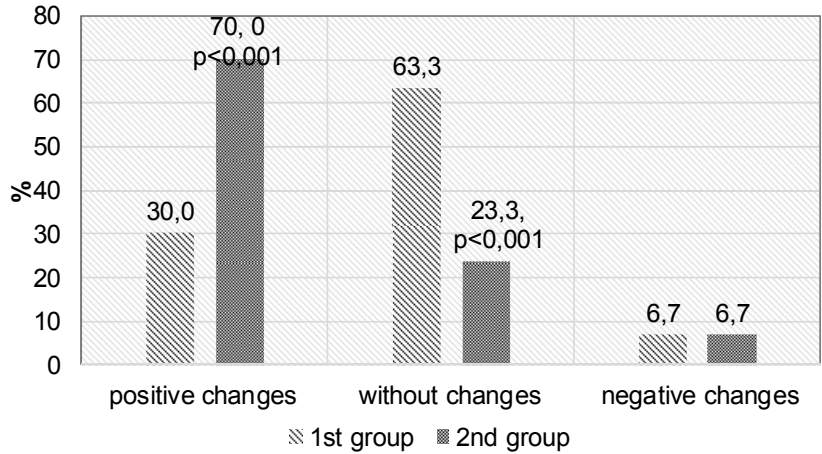
As a result, the correlation between HRV and EEG parameters before the treatment of the 1<sup>st</sup> group patients were stronger indicating a fairly inflexible structure of regulatory processes of patients with mTBI. (Fig. 4A). It is confirmed by existence of strong correlation between EEG statistical parameters and HRV spectral characteristics (mRR, SDNN, TP, VLF, LF, HF). In addition to this, the stress index of HRV is strictly related with AMo and other HRV frequency characteristics.

After the rehabilitation treatment the interconnections structure has been changed. The statistical and spectral characteristics of HRV (mRR, SDNN, TP, VLF, LF, HF) correspond only with such EEG indices that characterize the brain activity in alpha and beta-band spectrum only.

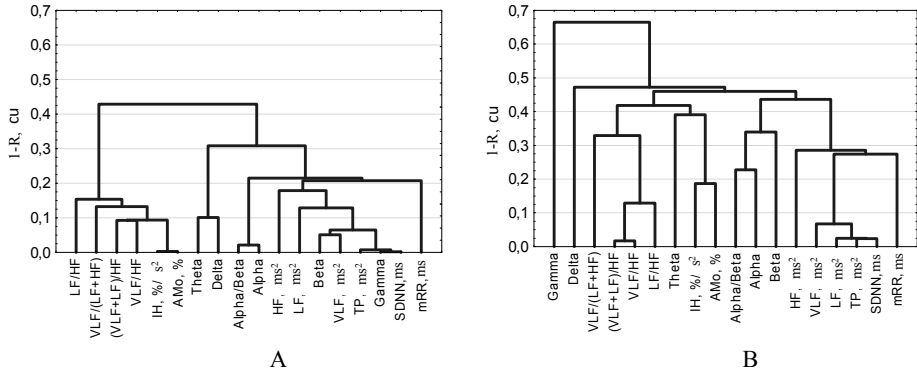
The HRV stress index is associated with the brain electrical activity in the theta range. The correlation between average amplitude of EEG spectrum in gamma and delta bands with HRV indices become less obvious (only with the delta range data). This indicates some reduction in tension of regulatory processes in human organism.

Another depiction of interactions is observed among members of the second group. The fig. 5 shows that the characteristics of EEG in delta and theta bands are associated with indices of HRV spectral characteristics (LF / HF, VLF / HF, VLF / (LF + HF), (VLF + LF) / HF). The EEG indicators in alpha and beta bands have less correspondence with these characteristics.

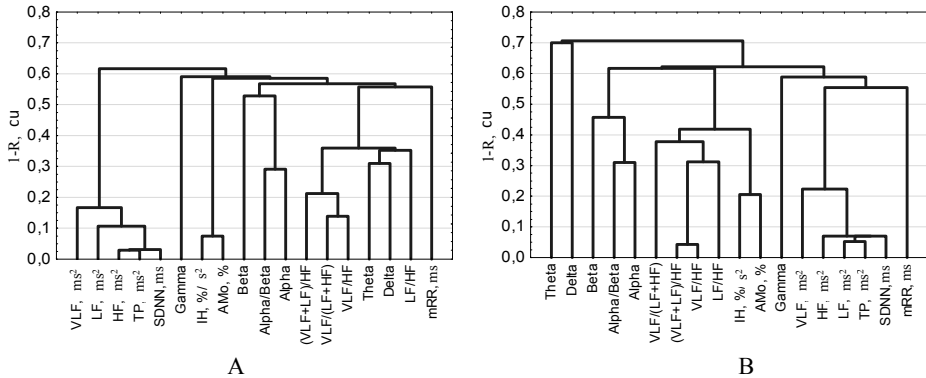
The correlations strength between EEG and HRV parameters was decreased after the treatment of the ATO participants who had therapeutic pathology ( $R < 0,4$ ). Thus, the members of the 2<sup>nd</sup> group after the rehabilitation treatment can be characterized by decreased tension of regulatory processes, as evidenced by a decreasing of intersystem relations strength. To predict the human rehabilitation potential it was used the shifts of normalized characteristics of EEG and HRV data (differences before and after treatment, taking into account the direction of change, to average group parameters obtained from every person before the treatment in hospital). As a result of this procedure the normalized levels of EEG and HRV indices shifts that have both positive and negative changes have been derived.



**Fig.3 2.** Features of FS recovery of wounded and sick based on HRV data.



**Fig.4 3.** Cluster structure of intersystem interactions between EEG and HRV data before (A) and after (B) rehabilitation treatment of mTBI patients.



**Fig. 5.** Cluster structure of intersystem relationships between EEG and HRV data before (A) and after (B) rehabilitation treatment of therapeutic patients.

It was used the factor analysis of these shifts for integration of the obtained normalized characteristics. As a result of this analysis, two factors have been allocated. The first one (F1) consists of parameters which mostly characterize the energy level of regulation of the human body in terms of HRV spectral characteristics (contribution of this factor to the overall dispersion is 37 %) and F2, which mostly consists of EEG indices (the contribution of this factor in the total dispersion is 23 %). The factor values, which demonstrate the effectiveness of the human FS recovery, have been obtained for each of these factors. If the  $F1$  and  $F2 \geq 0$  the recovery of a patient FS is positive, otherwise the FS recovery can be seen as negative.

It was used the multiple step-up regression analysis for prediction of human rehabilitation potential (at any stage, rather than entering all the variables as a block, step-up regression enters the variables one at a time, the order of entry determined by the variable that causes the greatest  $R^2$  increase, given the variables already entered into the model) where the characteristics of HRV and EEG data before the treatment of a patient were independent variables and factor values for F1 and F2 were dependent variables.

Only one decision support model for human rehabilitation potential has been built ( $R = 0,86$ ,  $p < 0,001$ ) as a result of this analysis:

$$F_1 = 0,17 + 0,0004*TP - 0,07*\beta - 0,02*VLF/HF,$$

where TP — the total power of HRV spectral density (characterizes the overall absolute level of activity of regulatory systems,  $ms^2$ );  $\beta$  — average amplitude of EEG spectrum in beta-band mV; VLF / HF — index of activation of subcortical nerve centers, cu.

The following criteria for referring people to the group with "high / satisfactory" rehabilitation potential are:

- $F1 \geq 0$  — patient has a "high / satisfactory" rehabilitation potential (FS recovery is positive);
- $F1 < 0$  — patient has "low" rehabilitation potential (FS of human is recovering slowly or not recovering at all).

The selection of individuals with "low" rehabilitation potential is important because they need continuing treatment in rehabilitation centers, despite the positive changes in generally accepted clinical symptoms. Furthermore, a doctor should focus on the HRV data besides the other health indicators when he or she makes a decision about the degree of human FS recovery as well as the effectiveness of physical therapy or spa treatments, physical exercises. When HRV is higher the pronounced symptoms of autonomic dysfunction is less and can be conducted with more intensive rehabilitation process.

Hence, adaptation and rehabilitation opportunities of the human organism are easier to quantify using HRV parameters based on spectral analysis: TP, LF/HF, HF, LF, and VLF. When the total power spectrum is higher, the human FS is better and higher its rehabilitation potential. However, it should be kept in mind, how the way of the FS supporting mechanisms are going on (indicators VLF / HF or HF, LF, VLF).

In terms of the optimal physiological mechanism of the FS supporting is regulation by emergency response system — HF component. On the other hand,

excessive activation of one of the regulation systems is inevitable and like any unilateral process leads to its imbalance and therefore requires adequate involvement of others components in the regulatory process. This one is reflected in the appearance of low waves (LF) and very low (VLF) waves in HRV frequencies, which shows the impact of sympathetic, and humoral-metabolic (cerebral ergotropic) modulation effects on heart rate. The extremely low possibility of rehabilitation could be confirmed when the total power indicator (TP) is less than 200 ms<sup>2</sup> and there is an imbalance in autonomic nervous system, and in spectral power structure a very slow regulation component (VLF) is dominated. Therefore, examination of the HRV and EEG characteristics in clinical medicine can help to evaluate the current functional state and the rehabilitation potential of human.

If concomitant diseases of the cardiovascular system (hypertension, ischemic heart disease, arrhythmias) exist, the HRV examination should be separated because it can't assess the level of FS recovery comparing with other pathologies. However, this study provides the opportunity to stratification of patients at complication risks, in other words, to identify a group of patients who is going to have a high risk of complications during physical therapy, fitness and spa procedures, and select a group of patients whom such procedures are not contraindicated. Therefore, the study of HRV in cardiac patients with prognostic aim remains a screening method with high sensitivity but low specificity.

The levels of energy (HRV) and information-energy (EEG) components of providing working capacity indicate the presence of different mechanisms for harmonization physiological processes that occur in the first and second groups of people. The detailed interpretation of these additional effect needs in-depth analysis of studied material, because the age aspect and somatic pathology details as well as other functional characteristics (stabilography, psychomotor reaction, predominance of the brain default-mode network, etc.) have been not took into account in this study.

## **CONCLUSIONS**

The "price" of the functional state regulation among wounded and sick people assessed by HRV and EEG characteristics is the highest in individuals with mTBI on different levels of physiological functioning. These patients have a significant tension of physiological processes in the body; while patients with other disorders have significantly better functional state recovering as well as decreasing of protective inhibition in the central nervous system after rehabilitation in hospital conditions.

The decision support model regarding assessment of medical recovery by evaluation of functional state of wounded and sick persons allows quantitatively predict the need for further rehabilitation after the hospital treatment which is necessary to unify of rehabilitation approaches in different levels of health care of patients to maintain rehabilitation continuity and steadiness.

Application of EEG and HRV hardware during rehabilitation of combatants in hospital conditions allows to evaluate a specific morphological defects and the degree of human rehabilitation potential, to predict the likelihood of inappropriate and / or paradoxical reactions on the therapeutic treatment, to form

an advice to therapeutic optimization of the rehabilitation taking into account a background of neurohumoral regulation. The important role of military psychophysiology and significance of their integration to the rehabilitation process at hospital level for comprehensive diagnosis and proper treatment of patient with mTBI is growing up nowadays.

## REFERENCES

1. Gorgo Yu.P., Malikov M.V., Bogdanovska N.V. Assessment and management of functional states: A manual for students in higher education. Zaporozhye: National University, 2005. p. 135 [in Ukrainian].
2. Il'in E.P. Psychophysiology of Human State. St. Petersburg: Piter, 2005. p. 412. [in Russian].
3. Aldonin G.M., Zheludko S.P. Index of effective correction of an organism functional state. *Journal of Siberian Federal University. Engineering & Technologies*. 2009. (3). P. 311–317 [in Russian].
4. Genkin A.A., Medvedev V.I. Prediction of psychophysiological states. Methodological issues and algorithmization. Leningrad: Science, 1973. p. 144 [in Russian].
5. Korzheletsky O.S., Jura N.O., Kazarova S.V. Functional and pharmacological tests, the feasibility of a differential diagnosis of ECG changes of organic and functional origin in terms of multi-hospital. *Ukraine. Health of the Nation*. 2013. 27 (3). P. 54–59 [in Ukrainian].
6. Mayorov O.Yu., Fenchenko V.N. Study of brain bioelectrical activity from the standpoint of multidimensional linear and nonlinear EEG analysis. *Clinical Informatics and Telemedicine*. 2008. 5 (4). P. 12–20 [in Russian].
7. Zhirmunskaya E.A. The bioelectrical activity of healthy and sick human brain. In the book: *Physiology Guide. Clinical Physiology*. Leningrad: Nauka, 1972. p. 313 [in Russian].
8. Shu I.W., Onton J.A., O'connell R.M., Simmons A.N., Matthews S.C. Combat veterans with comorbid PTSD and mild TBI exhibit a greater inhibitory processing ERP from the dorsal anterior cingulate cortex. *Psychiatry Res*. 2014. 224 (1). P. 58–66.
9. Bigler E.D. Neuropsychology and clinical neuroscience of persistent post-concussive syndrome. *Journal of the International Neuropsychological Society*. 2008. 14. P. 1–22.
10. Baevsky R.M., Kukushkin Y.A., Marasanov A.V., Romanov E.A. Methodology to evaluate the functional state of the human body. Moscow: Institute of Aviation and Space Medicine, 1995. P. 1–6 [in Russian].
11. Heart rate variability: standards of measurement, physiological interpretation and clinical use. Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology. *Circulation*. 1996. 93 (5). P. 1043–1065.
12. Korkushko O.V., Pisaruk A.V. The analysis of heart rate variability in clinical practice. Age-related aspects. Kiev: "Alcon", 2002. p. 192 [in Russian].
13. Nuwer M.R., Comi G., Emerson R., Fuglsang-Frederiksen A, Gu?rit J.M, Hinrichs H., Ikeda A., Luccas F.J, Rappelsburger P. IFCN standards for digital recording of clinical EEG. International Federation of Clinical Neurophysiology. *Electroencephalography and clinical Neurophysiology*. 1998. 106 (3). P. 259–261.
14. Lewicki P., Hill T.H. Statistics Methods and Applications. A Comprehensive Reference for Science, Industry, and Data Mining. Tulsa: StatSoft, 2006. p. 832.
15. Shanin Y.N. Medical rehabilitation of the wounded and sick. St. Petersburg: Special literature, 1997. p. 960 [in Russian].
16. Jokić-Begić N., Begić D. Quantitative electroencephalogram (qEEG) in combat veterans with post-traumatic stress disorder (PTSD). *Nord J. Psychiatry*. 2003. 57 (5). P. 351–355.
17. Minassian A., Maihofer A.X., Baker D.G., Nievergelt C.M., Geyer M.A., Risbrough V.B. Association of Predeployment Heart Rate Variability With Risk of Postdeployment

- Posttraumatic Stress Disorder in Active-Duty Marines. *JAMA Psychiatry*. 2015. 10 (2). P. 979–986.
18. Hayutin V.M., Lukoshkova E.V. Spectral analysis of heart rate fluctuations: the physiological basis and complicating its effects. *Russian physiological journal*. 1999. 85 (7). P. 893–908 [in Russian].
  19. Tan G., Dao T.K., Farmer L., Sutherland R.J., Gevirtz R. Heart rate variability (HRV) and posttraumatic stress disorder (PTSD): a pilot study. *Appl. Psychophysiol. Biofeedback*. 2011. 36 (1). P. 27–35.

Received 12.06.2017

# ЛИТЕРАТУРА

1. Горго Ю.П., Маліков М.В., Богдановська Н.В. Оцінка та керування функціональними станами людини: Навчальний посібник для студентів вищих навчальних закладів. Запоріжжя: Запорізький національний університет, 2005. 135 с.
2. Ильин Е.П. Психофизиология состояний человека. СПб.: Питер, 2005. 412 с.
3. Алдонин Г.М., Желудько С.П. Индекс эффективности коррекции функционального состояния организма *Journal of Siberian Federal University. Engineering & Technologies*. 2009. №3. С. 311–317.
4. Генкин А.А., Медведев В.И. Прогнозирование психофизиологических состояний. Вопросы методологии и алгоритмизации. Л.: Наука, 1973. 144 с.
5. Коржелецький О.С., Джура Н.О., Казарова С.В. Функціональні та фармакологічні проби: доцільність застосування в диференційній діагностиці змін ЕКГ органічного і функціонального походження в умовах багатопрофільної лікарні. *Україна. Здоров'я нації*. 2013. Т. 27, № 3. С. 54–59.
6. Майоров О.Ю., Фенченко В.Н. Исследование биоэлектрической активности мозга с позиций многомерного линейного и нелинейного анализа ЭЭГ. *Клиническая информатика и телемедицина*. 2008. Т. 4, Вып. 5. С. 12–20.
7. Жирмунская Е.А. Биоэлектрическая активность здорового и больного мозга человека. *Руководство по физиологии. Клиническая физиология*. Ленинград: Наука, 1972. 313 с.
8. Shu I.W., Onton J.A., O'connell R.M., Simmons A.N., Matthews S.C. Combat veterans with comorbid PTSD and mild TBI exhibit a greater inhibitory processing ERP from the dorsal anterior cingulate cortex. *Psychiatry Res*. 2014. Vol. 224, № 1. P. —58–66.
9. Bigler E.D. Neuropsychology and clinical neuroscience of persistent post-concussive syndrome. *Journal of the International Neuropsychological Society*. 2008. Vol. 14. P. 1–22.
10. Баевский Р.М., Кукушки Ю.А., Марасанов А.В., Романов Е.А. Методика оценки функционального состояния организма человека. *Институт авиационной и космической медицины*. Москва, 1995. С. 1–6.
11. Heart rate variability: standards of measurement, physiological interpretation and clinical use. Task Force of the European, of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology. Heart Rate Variability. Standards of Measurements, Physiological Interpretation, and Clinical Use. *Circulation*. 1996. Vol. 93. P. 1043–1065.
12. Коркушко О.В., Писарук А.В. Анализ variability ритма сердца в клинической практике. Возрастные аспекты. Киев: «Алкон», 2002. 192 с.
13. Nuwer M.R., Comi G., Emerson R. IFCN standards for digital recording of clinical EEG. *Electroencephalography and clinical Neurophysiology*. 1998. V. 106. P. 259–261.
14. Lewicki P., Hill T.H. Statistics Methods and Applications. A Comprehensive Reference for Science, Industry, and Data Mining. Tulsa: StatSoft, 2006. p. 832.
15. Шанин Ю.Н. Медицинская реабилитация раненых и больных. СПб: Специальная литература, 1997. 960 с.
16. Jokić-Begić N. D., Begić B. *Nord J. Psychiatry*. 2003. Vol. 57, № 5. P. 351–355.
17. Minassian A., Maihofer A.X., Baker D.G., Nievergelt C.M., Geyer M.A., Risbrough V.B. Association of Predeployment Heart Rate Variability With Risk of Postdeployment Posttraumatic Stress Disorder in Active-Duty Marines. *JAMA Psychiatry*. 2015. Vol. 2,

№ 10. P.: 979–986.

18. Хаяутин В.М., Лукошкова Е.В. Спектральный анализ колебаний частоты сердцебиений: физиологические основы и осложняющие его явления. *Рос. физиол. журн.* 1999. Т. 85, №7. С. 893–908.
19. Tan G., Dao T.K., Farmer L., Sutherland R.J., Gevirtz R. Heart rate variability (HRV) and posttraumatic stress disorder (PTSD): a pilot study. *Appl Psychophysiol Biofeedback*. — 2011. Vol. 36, № 1. P.27–35.

Получено 12.06.2017

*А.В. Швеи*<sup>1</sup>, д-р мед. наук, старш. науч. сотр.

Начальник научно-исследовательского отдела специальной медицины и психофизиологии НИИ проблем военной медицины Украинской военно-медицинской академии  
e-mail: shvetsandro@gmail.com

*А.Ю. Ких*<sup>2</sup>, канд. мед. наук,

начальник Военно-медицинского клинического центра профессиональной патологии военнослужащих Вооруженных Сил Украины  
e-mail: kikh76@ukr.net

<sup>1</sup> НИИ проблем военной медицины Украинской военно-медицинской академии, ул. Мельникова, 24, г. Киев, 04655, Украина.

<sup>2</sup> Военно-медицинский клинический центр профессиональной патологии военнослужащих Вооруженных Сил Украины, ул. 11-я линия, 1, г. Ирпень, Киевская область, 108203, Украина

#### МОДЕЛЬ ПОДДЕРЖКИ ПРИНЯТИЯ РЕШЕНИЯ ДЛЯ ПРОГНОЗИРОВАНИЯ СТЕПЕНИ ВОССТАНОВЛЕНИЯ ВОЕННОСЛУЖАЩИХ В ГОСПИТАЛЬНЫХ УСЛОВИЯХ НА ОСНОВЕ ПСИХОФИЗИОЛОГИЧЕСКИХ ДАННЫХ

Выявлены особенности восстановления характеристик ВСР и ЭЭГ, которые заключаются в существенно худшем восстановлении функционального состояния (ФС) группы военнослужащих с контузией головного мозга по сравнению с лицами, которые не имели контузии мозга в анамнезе (соответственно 23,3% и 83, 4% лиц с положительной динамикой,  $p < 0,001$ ). Описаны структурные особенности 3-х ЭЭГ-феноменов, которые встречаются у лиц с контузией головного мозга. Анализ межсистемных связей ЭЭГ и ВСР дополнительно свидетельствует о медленном восстановлении ФС у лиц I группы. С помощью факторного анализа нормированных характеристик изменения показателей ЭЭГ и ВСР до и после восстановительного лечения построена регрессионная модель поддержки принятия решения с целью прогнозирования реабилитационного потенциала человека и эффективности реабилитации в госпитальных условиях.

**Ключевые слова:** реабилитационный потенциал, участники антитеррористической операции, функциональное состояние, вариабельность сердечного ритма, электроэнцефалография.

*А.В. Швець*<sup>1</sup>, д-р мед. наук, старш. наук. співроб.

Начальник науково-дослідного відділу спеціальної медицини та психофізіології НДІ проблем військової медицини Української військово-медичної академії  
e-mail: shvetsandro@gmail.com

*А.Ю. Кіх*<sup>2</sup>, канд. мед. наук,

начальник Військово-медичного клінічного центру професійної патології  
військовослужбовців Збройних Сил України

e-mail: kikh76@ukr.net

<sup>1</sup> НДІ проблем військової медицини Української військово-медичної академії, вул. Мельникова, 24, м. Київ, 04655, Україна

<sup>2</sup> Військово-медичний клінічний центр професійної патології військовослужбовців Збройних Сил України, вул. 11-а лінія, 1, м. Ірпінь, Київська область, 108203, Україна

## МОДЕЛЬ ПІДТРИМКИ ПРИЙНЯТТЯ РІШЕННЯ ЩОДО ПРОГНОЗУВАННЯ СТУПЕНЯ ВІДНОВЛЕННЯ ВІЙСЬКОВОСЛУЖБОВЦІВ У ГОСПІТАЛЬНИХ УМОВАХ НА ОСНОВІ ПСИХОФІЗІОЛОГІЧНИХ ДАНИХ

Виявлені особливості відновлення характеристик ВСР і ЕЕГ полягають в істотно гіршому відновленні функціонального стану (ФС) групи військовослужбовців з контузією головного мозку в порівнянні з особами, які не мали контузії мозку в анамнезі (відповідно 23,3% та 83, 4% осіб з позитивною динамікою,  $p < 0,001$ ). Описано структурні особливості 3-х ЕЕГ-феноменів, які зустрічаються у осіб з контузією головного мозку. Аналіз міжсистемних зв'язків ЕЕГ і ВСР додатково свідчить про повільне відновлення ФС у осіб І групи. За допомогою факторного аналізу нормованих характеристик зміни показників ЕЕГ і ВСР до і після відновного лікування побудована регресійна модель підтримки прийняття рішення з метою прогнозування реабілітаційного потенціалу людини і ефективності реабілітації в госпітальних умовах.

**Ключові слова:** реабілітаційний потенціал, учасники антитерористичної операції, функціональний стан, варіабельність серцевого ритму, електроенцефалографія



В журнале представлены результаты исследований в области теории и практики интеллектуального управления, информационных технологий, а также биологической и медицинской кибернетики.

Для научных работников, инженеров, аспирантов и студентов вузов соответствующих специальностей.

### Требования к рукописям статей

1. Рукопись предоставляется на белой бумаге в двух экземплярах (язык — русский, украинский, английский, 12—16 с.) и электронная версия.

К рукописи прилагаются:

- аннотации — на русском и украинском языках (УДК, фамилия, инициалы автора/ов, название статьи, 5—6 строк текста, ключевые слова), на английском языке (фамилия, инициалы автора/ов, место работы, город, страна, название статьи, от 250 слов, с выделением рубрик: введение, цель, результаты, выводы, ключевые слова);

- лицензионный договор;

- сведения об авторе/ах на русском, украинском и английском языках должны включать: ФИО, ученую степень, научное звание, должность, отдел, место работы, почтовый адрес организации, телефон (служ., моб., дом.), E-mail, авторские идентификаторы ORCID или ResearcherID.

2. Текст статьи подается с обязательными рубриками: введение, постановка задачи, цель, результаты, четко сформулированные выводы.

Поданные статьи обязательно направляются на рецензирование ведущим специалистами в данной области.

### Структура статьи

УДК. НАЗВАНИЕ. И.О. Фамилия / и. Организация/и. Аннотация (рус., 5—10 строк). Ключевые слова: (5—8 слов). ВВЕДЕНИЕ. ЦЕЛЬ. ПОСТАНОВКА ЗАДАЧИ. РЕЗУЛЬТАТЫ (1—3 РАЗДЕЛА С НАЗВАНИЯМИ). ВЫВОДЫ.

Список литературы на языке оригинала — в порядке упоминания в тексте, по стандарту ДСТУ 8302: 2015.

Список литературы — перевод источников на английский язык, фамилии и инициалы авторов — транслитерация:

Author A.A. Article. *Journal*, 2000, vol. 1, № 2 pp. 111–112 (in Russian).

Author A.A., Author B.B. *Book*. City : Publisher, 2000. 111 p. (in Russian).

Резюме (укр., 5—10 рядків). Ключові слова (5—8 слів).

Abstract (0,5—0,7 p.): ФИО, Название статьи на английском языке. *Название организации — на английском языке.*

С обязательными рубриками: Introduction. Purpose. Results. Conclusion. Keywords.

## **Требования к текстовому файлу**

Формат файла \*.doc, \*.rtf. Файл должен быть подготовлен с помощью текстового редактора Microsoft Word 2003.

Используемые стили: шрифт Times New Roman, высота 12 пт, межстрочное расстояние — полуторное. Формат бумаги А4, поля (слева, справа, сверху, внизу) 2 см.

*Формулы* набираются в редакторе формул **Microsoft Equation Editor 3.0**.

Опции редактора формул — (10,5; 8,5; 7,5; 14; 10). **Ширина формул не более 12 см.**

*Рисунки* должны быть достаточно качественными, созданы встроенным редактором рисунков Word Picture либо иными Windows-приложениями (в этом случае рисунки должны быть представлены отдельными файлами соответствующих форматов). **Ширина рисунков не более 12 см.**

*Таблицы* выполняются стандартным встроенным в Word инструментарием «Таблица». **Ширина таблицы не более 12 см.**

В розничную продажу журнал не поступает.

***Оформление подписки для желающих опубликовать статьи в нашем журнале обязательно.***

**Подписка осуществляется:**

- ГП «Пресса»: «Каталог видань України», подписной индекс 86598;
- Подписное агенство «Укринформнаука» НАН Украины, подписной индекс 10029, [ukrinformnauka@gmail.com](mailto:ukrinformnauka@gmail.com),